

放射治療中的呼吸運動會導致腫瘤劑量及周圍組織器官的劑量的變化，使腫瘤劑量不足而正常組織或器官接受額外的劑量。傳統治療技術以增加安全範圍來使腫瘤接受足夠的劑量，但是卻增加了正常組織或器官的劑量。使用 Gating 技術可以降低安全範圍的大小，降低治療的副作用，但是治療時間會變長；深呼吸閉氣的技術可以降低安全範圍的大小又不增加治療時間，但是卻會使病人不舒適，未必適合多數病人。我們針對這個問題發展並設計了一套新方法。使用加速器多葉式準直儀的控制加上圖形介面的呼吸導引，可以讓照野跟著呼吸的起伏做同步的移動，使放射線能一直對準腫瘤的位置。這種方法在不增加治療時間，又可讓病人做合適的規律呼吸之下，有效的降低了外加安全範圍的大小。在不降低腫瘤劑量的前題下，減少正常組織器官接受到的劑量，降低放射治療的副作用。

By combining MLC(multi-leaf collimator) files modified technique and respiratory instruct technique, we made MLC motion and target motion synchronized. In phantom study the safe margins can be reduced.

In this study, organ motion simulation machine designed to simulate the organ motion. Kodak EDR-2 film were used to record the dose distribution. Profiles and isodose curves scanned from film were compared to verify the results of this study.

The profiles and isodose curves of synchronized fields coincide with those fields without target motion.

The synchronization technique reduced the penumbra regions which enlarged from respiration. Meanwhile, it enlarged the 95% field width, so

that the safe margins around PTV reduced and lower the radiation complication.

能夠順利完成研究的學業要感謝很多人的幫忙，尤其是我的夥伴林家福先生。在這段時間裡醫院的工作多虧有他的幫忙才能使物理組的工作順利完成，不致影響到病人的治療。在我決定繼續進修之時，感謝詹建勝主任的支持，讓我能無後顧之憂的完成學業。

在我以在職身份報考物理研究所時，感謝我的指導老師陳永忠教授能給予我較大的彈性，讓我也能兼顧到工作上的需求。

感謝我的共同指導老師莊克士教授，在我做研究的過程中莊教授給我許多指導及協助才能夠順利完成畢業論文。

也感謝我的父親能在經濟上給我支持，減輕了我在這段期間的經濟壓力。

<b>第 1 章 緒論</b> .....	<b>1</b>
1·1 放射治療的目的 .....	1
1·2 放射治療中的不確定性 .....	1
A · 擺位誤差( <i>set up error</i> ) .....	2
B · 形變( <i>deformation</i> ) .....	3

C • 器官移動( <i>organ motion</i> ) .....	3
1 • 3 治療中的呼吸運動 .....	5
A • 加大安全範圍( <i>safe margin</i> ) .....	5
B • <i>DIBH(Deep Inspiration Breath-Hold)</i> .....	8
C • <i>Respiratory gating technique</i> .....	11
D • <i>ABC(Active Breath Control)</i> .....	13
E • <i>SMART(Synchronized Moving Aperture Radiation Therapy)</i> .....	13
F • 其他方法.....	15
<b>第 2 章 多葉式準直儀 (MULTI-LEAF COLLIMATOR) .....</b>	<b>18</b>
2 • 1 機頭幾何結構 .....	18
2 • 2 葉片結構 .....	18
A • 葉片 .....	18
B • 載台( <i>carriage</i> ) .....	21
C • 控制系統.....	21
D • 傳輸界面 .....	24
E • 強度調控治療 <i>IMRT(Intensity Modulated Radiation Therapy)</i> .....	26
F • <i>DMLC 檔案結構</i> .....	28
G • 劑量率( <i>dose rate</i> )與葉片速率的調控.....	30

<i>H</i> • <i>DMLC(Dynamic Multi-Leaf collimator)</i> 運作的限制	33
.....	
第 3 章 電腦治療計劃系統 .....	35
第 4 章 RPM (REAL-TIME POSITION MANAGEMENT RESPIRATORY GATING SYSTEM)系統.....	38
4 • 1 系統組成 .....	38
<i>A</i> • 標誌方塊( <i>Marker Block</i> ) : .....	38
<i>B</i> • 追蹤攝影機 ( <i>Tracking camera with illuminator ring</i> ) : .....	39
<i>C</i> • 室內觀察視窗 ( <i>In-room view finder</i> ) : .....	39
<i>D</i> • 個人電腦 : .....	39
<i>E</i> • <i>gating</i> 切換盒 ( <i>gating switch box</i> ) : .....	39
4 • 2 作業流程 .....	41
第 5 章 另一種技術-多葉式準直儀與呼吸同步放射治療 (MULTI-LEAF COLLIMATOR AND RESPIRATION SYNCHRONIZED RADIATION THERAPY) .....	45
5 • 1 概念 .....	45
5 • 2 呼吸模擬機的設計 .....	47
5 • 3 呼吸模擬機的運動波形導出 .....	48
<i>A</i> • 運動軌跡紀錄.....	48

<i>B</i> · 波形分析.....	50
5 · 4 多葉式準直儀葉片檔案結構修改 .....	56
<i>A</i> · 結構與運作分析.....	56
<i>B</i> · 設計實際測試的葉片檔案.....	61
5 · 5 在直線加速器上的測試 .....	65
<i>A</i> · 直線加速器輸出劑量率的穩定度測試.....	65
<i>B</i> · 驗證片測量.....	68
5 · 6 病人的呼吸控制 .....	85
<i>A</i> · 視覺呼吸導引系統的設計.....	85
<i>B</i> · 由 RPM 系統監測並分析病人呼吸波形 .....	85
5 · 7 討論 .....	91
<i>A</i> · 葉片控制系統.....	91
<i>B</i> · 呼吸的引導控制.....	92
<i>C</i> · 臨床問題的處理.....	92
<i>D</i> · 劑量剖面(dose profile)的分析.....	94
<i>E</i> · 影響同步的因素.....	101
<i>F</i> · 二維同步的問題.....	104
<i>G</i> · 影像掃描的問題.....	105
<i>H</i> · 同步之機制 .....	106

I • 類似方法的比較.....	106
5 • 8 結論.....	107
<b>參考文獻.....</b>	<b>109</b>
<b>附錄.....</b>	<b>114</b>
<b>作者簡歷.....</b>	<b>132</b>
表 2.1 多葉式準直儀的機械特限制。.....	34
表 2.2 多葉式準直儀超出機械特限制的例子。.....	34
表 5.1 找出移動最大及最小距離時之平均時間及速度作為修改葉片 檔案之參數。.....	54
表 5.2 不同的機頭(GANTRY)角度下的劑量率穩定度測試。.....	67
表 5.3 各測量點之劑量差異。.....	84
表 5.4 長方形照野剖面曲線之分析。.....	99
圖 1.1 擺位誤差所呈現的常態分布。.....	4
圖 1.3 照野與 PTV 的關係。.....	7
圖 1.4 DIBH 之呼吸控制波形。.....	9
圖 1.6 ABC 技術之操作程序。.....	16
圖 1.7 SMART 技術之作業流程。.....	17

圖 2.1 直線加速器機頭之結構。	19
圖 2.2 直線加速器中之 MLC 模組。	19
圖 2.3 MLC 之俯視結構圖。	20
圖 2.4 葉片之幾何形狀。	20
圖 2.5 MLC 模組上之步進馬達及壓力偵測板壓力。	23
圖 2.7 MLC 模組上之載台位置偵測板。	25
圖 2.8 MLC 模組之傳輸介面圖。	25
圖 2.9 傳統照野與強度調控照野得強度分布差異。	27
圖 2.10 IMRT 技術靠著不同之強度變化使劑量曲線內凹避開重要器官。	27
圖 2.11 兩種 IMRT 技術之運作比較。	29
圖 2.12 葉片控制檔之結構	31
圖 3.1 治療計劃之流程。	37
圖 3.2 順形治療與強度調控治療之差別。	37
圖 4.1 紅外線反射標誌。	40
圖 4.2 紅外線發射及接收器。	40
圖 4.3 擷取透視影像之 RPM 系統。	40
圖 4.4 RPM 系統之作業流程。	42
圖 4.5 RPM 系統之操作介面。	42

圖 4.5 RPM 系統之操作介面。	43
圖 4.6 由所紀錄之呼吸波形設定治療區間。	43
圖 4.7 RPM 系統在直線加速器上的操作介面。	44
圖 5.1 葉片運動與呼吸運動同步化之方法。	46
圖 5.2 呼吸運動模擬機。	49
圖 5.3 呼吸模擬機可以模擬的運動型態。	49
圖 5.4 拍攝呼吸運動模擬器之運動軌跡	51
圖 5.5 投影距離 $S$ 與實際移動距離 $S'$ 之差異。	51
圖 5.6 使用影片分析軟體將影片擷取成照片做分析。	52
圖 5.7 由影像紀錄分析後所繪出呼吸運動模擬器之運動波形。	54
圖 5.8 模擬線性運動之位置與呼吸運動模擬機真正位置之差異。	55
圖 5.9 模擬線性運動之位置與呼吸運動模擬機真正位置間之差異。	55
圖 5.10 SLIDE WINDOW 照野參數示意圖。	58
圖 5.11 葉片移動時相關參數示意圖。	58
圖 5.12 葉片同步位置之計算。	60
圖 5.13 實驗所用的三種 SLIDE WINDOW 照野，上列為原始強度分布， 下列為經同步修正後之強度分布。	64
圖 5.15 在控制室的監視器上測試同步的結果	70

圖 5.16 KODAK EDR-2 驗證片之劑量與黑化度關係曲線。 .....	73
圖 5.17 長方形 SLIDE WINDOW 照野在各種情況下所照射之驗證片顯示 出各種劑量強度分布 .....	74
圖 5.18 長方形照野驗證片及劑量剖面圖，箭頭直線為剖面圖之路徑。 .....	76
圖 5.19 長方形照野驗證片及劑量剖面圖，箭頭直線為剖面圖之路徑。 .....	77
圖 5.20 長方形照野之劑量剖面圖。 .....	79
圖 5.21 長方形照野在各種情形下之劑量剖面圖。 .....	79
圖 5.23 三角形形照野驗證片之劑量剖面圖。 .....	80
圖 5.24 強度調控照野驗證片之強度分布。 .....	81
圖 5.25 強度調控照野驗證片之劑量剖面圖。 .....	81
圖 5.26 強度調控照野驗證片之等劑量曲線分布圖比較 .....	82
圖 5.27 點劑量之測量。 .....	84
圖 5.28 引導病人呼吸之波形。 .....	86
圖 5.29 引導病人呼吸之操作。 .....	86
圖 5.30 由 RPM 系統所紀錄之引導後病人呼吸之波形.....	88
圖 5.31 由 RPM 系統所紀錄之檔案做波形分析。 .....	88
圖 5.32 經圖形呼吸導引引道後之呼吸波形。 .....	89
圖 5.33 波峰波谷間之半週期分析。 .....	89

圖 5.35 臨床上常用的照野參數定義。.....	96
圖 5.36 照野邊緣劑量梯度變小會有劑量不足情形.....	96
圖 5.37 半影區大小的變化。.....	99
圖 5.39 照野中劑量 95%之寬度大小的變化。.....	100

# 第 1 章 緒論

## 1.1 放射治療的目的

放射治療的目的是抑制癌細胞的增生或消滅癌細胞，其方法是給予癌細胞足夠大的放射線劑量使癌細胞死亡。放射線劑量越大癌細胞死亡的比例就越大，但是放射線劑量給予的過程中，不論是近接放射治療或體外放射治療都或多或少會傷害到位在癌細胞鄰近的正常組織或器官，造成病人的副作用。因此在放射治療的技術發展領域裡，許多人在努力開發新的技術其目的就是要設法增加癌細胞的放射劑量提高人的存活率，而同時盡量降低正常器官或組織的放射線劑量，以減少放射治療所產生的副作用。

## 1.2 放射治療中的不確定性

放射治療過程中包含了許多不確定因素<sup>1-9</sup>，這些不確定因素會影響到給予病人劑量之準確性，其中一部份是來自於幾何的不確定性。包括呼吸所產生體內組織及器官位置之移動、體內器官每次治療時之位移、器官變形及每次治療時重複擺位之誤差。這些變動因素在治療

過程中難以避免，而且不易準確控制。目前文獻中有討論到這些議題且有提出某些解決方法：呼吸位移可以用同步呼吸儀及呼吸控制器來縮小治療時之劑量誤差、器官位移及變形可用植入標誌或病人生理控制來降低其誤差；每次治療之重複擺位誤差只能加強固定裝置或提昇技術人員水準來降低誤差量。歸納起來幾何不確定性可分為下列幾種：

#### A • 擺位誤差(set up error)

顧名思義這種誤差指的是，在將病人擺到正確的治療位置時所產生的誤差。這種誤差又可分為系統性誤差(system error)及隨機性誤差(random error)兩種。

在治療流程中會經過幾個步驟：影像掃描、設計治療計劃、定中心點、治療。在這些步驟中會用到不同的機器包括電腦斷層掃描儀(CT)、模擬攝影機(simulator)、直線加速器(linear accelerator)以及不同的操作人員。不同的機器有不同的機器特性，其幾何準確性也不儘相同，譬如機器角度的差異、定位雷射的差異、床(couch)的水平角度差異等，這些差異會造成設定治療位置時的誤差。不同的操作人員判斷的基準不一樣以及作業程序差異也會影響定位的準確性，這些都是有固定量的差別屬於系統性誤差。

放射線治療基於生物效應的考慮，大部分是分次治療方法，在多次的治療中給予足夠之劑量。這種情形下每日擺設病人的位置時都會有差別，由於這種誤差沒有特定的傾向而是隨機發生，所以是隨機誤差。一般而言這種誤差之描述都是由臨床上收集資料經過統計後所確定，通常是呈現常態分布。如圖 1.1 所示。

### **B • 形變(deformation)**

在治療計劃中取自電腦斷層掃描所組出來的人體立體結構，在組成後整個結構是不會變的，所以在設計治療計劃時也就將人體視為一個剛體結構。但實際上人體並不是一個剛體結構，在人體內器官是會因身體狀況而改變形狀。因形狀的改變而與治療計劃上有差異，這種差異顯現在劑量上也會影響到治療效果。

### **C • 器官移動(organ motion)**

人體內有眾多器官緊密靠在一起，彼此之間會互相推擠而使位置移動。比較顯著的譬如膀胱漲尿或排尿時因體積不一樣，而使周圍的器官位置會移動。呼吸時肺部大小的變化會造成周圍器官或腫瘤的移動，這種移動可大到 2-3 公分，其對劑量的影響更明顯。我們此次的研究題目就是針對此項問題找出可以修正的方法。

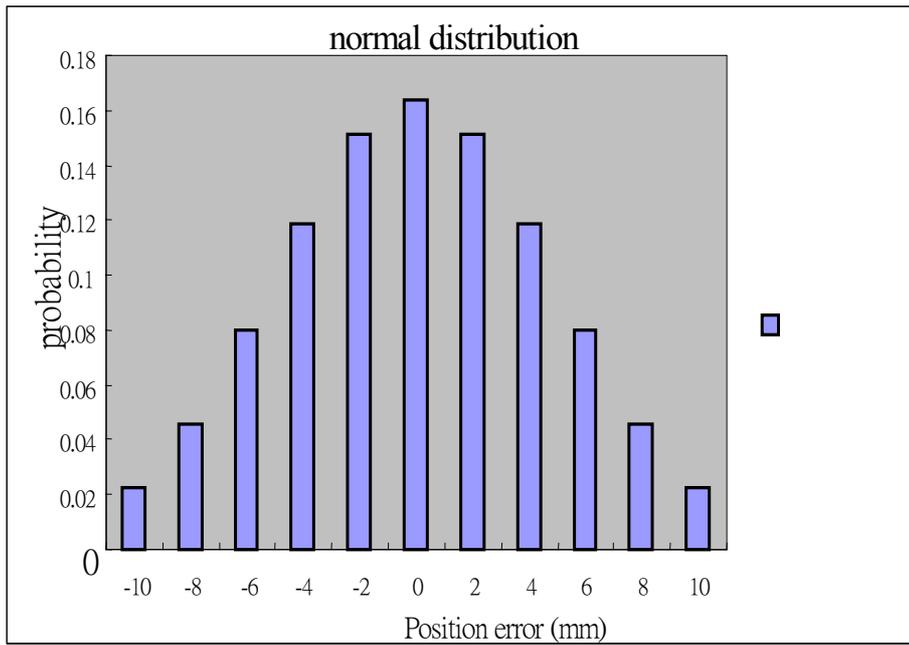


圖 1.1 擺位誤差所呈現的常態分布。

### 1.3 治療中的呼吸運動

針對放射治療時的呼吸運動這個主題，我們就現行之臨床技術及參考文獻歸納出目前醫療界對這個問題的處理方法，作為研究的參考。目前此方面之技術可分為下列幾種：

#### A. 加大安全範圍(safe margin)

以傳統的治療技術而言，假如沒有特別針對呼吸運動做修正的話，為了確保腫瘤能夠接受到足夠的劑量，多會在 CTV(Clinical Target Volume)之外圍再加上一個安全範圍(set up error + organ motion)成為 PTV(planning Target Volume)。在設計治療計劃時將照野針對 PTV 再多取一個照野半影區的大小，調整各個參數使得欲給予腫瘤之等劑量曲線能涵蓋 PTV。如此的考慮使得在治療中即使病人做自由呼吸，仍然能確保腫瘤不會劑量不足，其概念如圖 1.2 所示。照野相對於輪廓(contour)之關係如圖 1.3 所示。

這種方法雖然滿足了腫瘤該給的劑量，但是因為照射範圍從 CTV 的範圍擴大到了 PTV 的範圍，使得正常組織或器官被照射到的體積

增加，結果也增加了病人的副作用。腫瘤的控制率要提高就必須提高劑量，腫瘤劑量一提高則鄰近之正常組織劑量也增加，副作用變大。假如要將副作用控制在一定耐受水平準，又想增加腫瘤控制率，就必須降低組織器官被照到的範圍與劑量。就臨床策略上來看，為了因應呼吸運動所增加的照射範圍，避免病人出現嚴重的副作用，治療，那麼治療時就不需加上安全範圍即可以降低副作用<sup>10-14</sup>。這種方式可在兩個階段做，一個是吸氣後閉氣，如圖 1.4 所示，另一種是吐氣後閉氣。從概念上而言只要可以維持住肺部靜止的目的就可以達到縮小安全範圍的效果。此種方法與自由呼吸時的治療方法差異如圖 1.5 所示。DIBH 之方式由於要閉氣，所以對呼吸情形不良的病人而言，會有困難。勢必要降低腫瘤的劑量，犧牲腫瘤控制率。

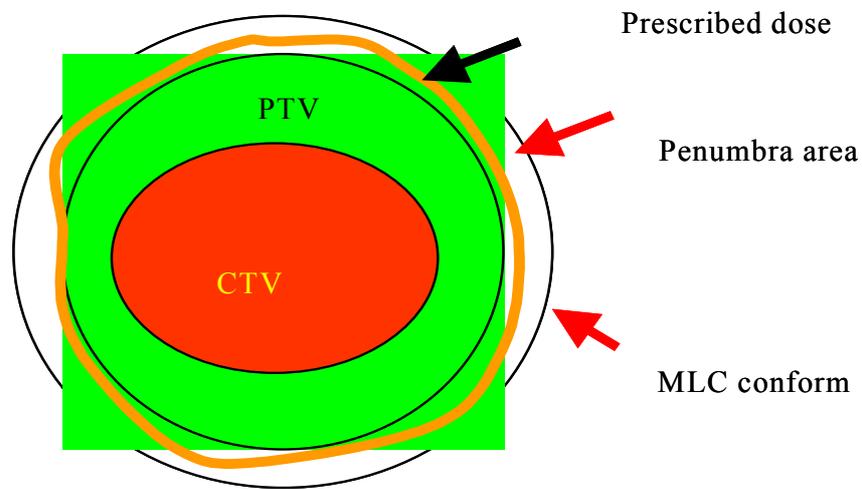


圖 1.2 等劑量曲線與與各種輪廓之關係。

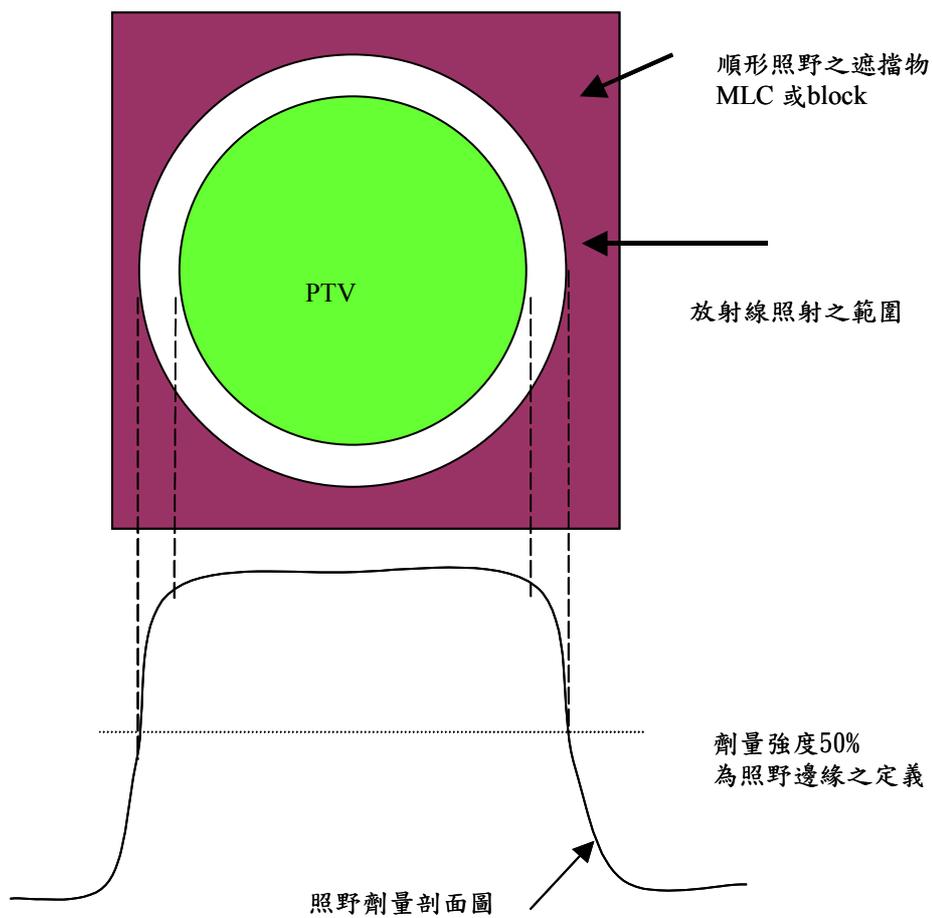


圖 1.3 照野與 PTV 的關係。

## **B • DIBH(Deep Inspiration Breath-Hold)**

基本上人的呼吸是週期性的重複性運動，但治療的直線加速器及治療計劃設計基本上是靜態的概念。因此假如能在規律的呼吸運動中在某個階段維持靜止並持續一段時間，在治療時只針對這個狀態做治療，則可以大幅減少外加安全範圍大小，減少副作用的機率。

MSK cancer center 使用肺活量計(spirometer)讓病人在幾個平順呼吸及一個深吸一個深吐氣後接著大幅度的深吸氣然後閉氣治療，這種方式使得在不增加副作用的情形下可以讓給予劑量由 69.4Gy 增加到 87.9Gy，而不會明顯增加副作用<sup>12</sup>。

Hiroshi Onishi 用病人自己調整呼吸(Active mode)及由技術人員以聲音導引的方式(Passive mode)評估兩者的差異，結果是 Active mode 比 Passive mode 有較小的位置誤差<sup>35</sup>。

Elizabeth A. Barnes<sup>11</sup> 分析了自由呼吸(FB)及吸氣閉氣(DIBH)兩種情形下在治療劑量上的差別。在給予中心點的劑量為 70.9Gy 之下，與 FB 比起來 DIBH 在肺體積增加 22.1%的情形下，使得肺接受大於 20Gy 劑量的體積比率下降了 14.3%。

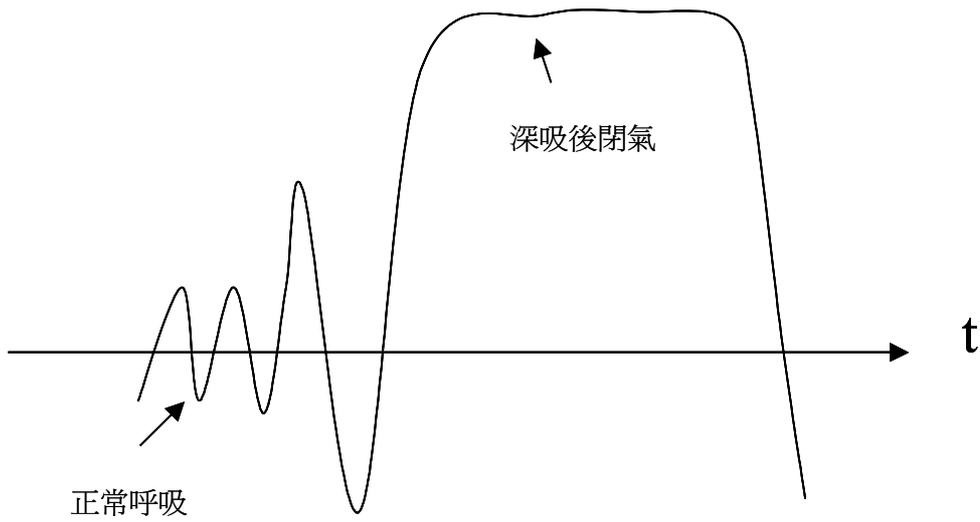


圖 1.4 DIBH 之呼吸控制波形。

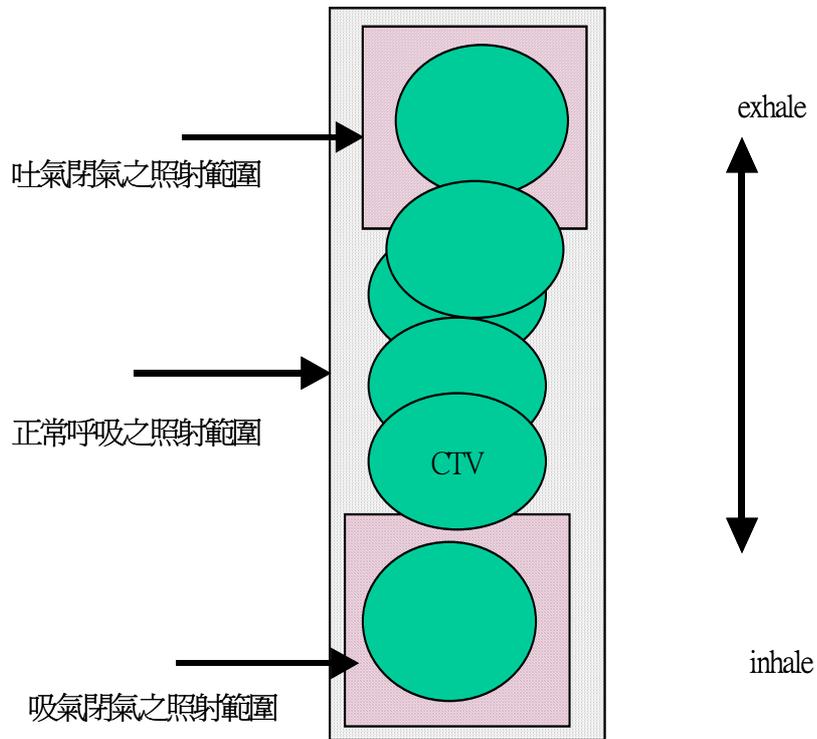


圖 1.5 正常呼吸治療與閉氣治療時照射範圍之差異。

## 腫瘤位於肺部胸腔

吸氣後肺內充滿了空氣使其體積變大而密度變小，由於治療範圍是固定的，所以當肺的體積增加時，相對而言其被照射的體積比率就變小，而副作用也就降低。在肺部體積增加的情況下，另一種作用是讓重要器官(例如 spinal cord)與腫瘤的距離拉大，如此使正常器官受到照射的體積比例降低或劑量降低而減少了治療的副作用。相反的吐氣後閉氣使肺部體積變小後，肺受到放射線照射到的體積比率就變大，而副作用也跟著增加。

肺在體積增加的情形下密度會變低，肺與軟組織之間的密度差異變大，當光子射束經過這種界面時所引發的電子數量會不平衡，而造成劑量偏低的效應。這種效應會隨能量增加而增加，因此臨床上會以 6MV 的光子治療胸肺部腫瘤較合適<sup>10</sup>。

## 腫瘤位於肺部下方

使用吸氣後閉氣技術時，肺部變大後會擠壓肺部下方之空間。假如腫瘤位於此處，由於周圍尚有眾多器官(如肝臟等)，當其受到肺部壓迫而緊靠在一起時，會有較大的體積接受到較高的劑量，副作用較大。相對的當使用吐氣後閉氣技術時肺部縮小後，其下方之空間變

大，正常組織器官距離較遠，所以接受到的劑量及體積也就降低而有較小的副作用。

### **C • Respiratory gating technique**

在病人做週期性的呼吸運動過程中，假如存在著某一機制只選取某一段作為有效治療區間，則不但可以減少外加安全範圍的大小，病人又可以做自由呼吸比較舒適<sup>14-25</sup>。因為要選取某一階段之呼吸狀態做為有效治療區段，所以必須要有一能監測並記錄呼吸運動的監測系統及能夠送出開關直線加速器的訊號傳送機制。按照其器材及方法的差異可以分為多種形式。

#### **體外的監測系統**

這類的技術是將追蹤呼吸運動的監測器置於病人體表，以體表所帶動之標誌運動來間接監測體內之器官運動。這類設備以 VARIAN 公司所開發之 RPM 系統(Real-time Position Monitor respiratory gating system)最具代表性。P.J.Keall 針對此系統在使用上的幾個參數(internal-external phase、amplitude-phase gating、inhale-exhale、duty cycle)做了詳細探討<sup>21</sup>。當單獨使用監測器來做 gating 時，假如沒有其他配套措施來調整病人呼吸時，不規律的自主性呼吸會降低此技術之效率。

MSK(Memorial Sloan-Kettering Cancer Center)將聲音導引呼吸(Voice instructed respiration)用在 gating 的過程中，能有效改善此技術之運作，讓橫膈膜在頭腳方向的的變化從 22.7mm 縮小到 5.1mm<sup>18</sup>。

配合聲音引導病人呼吸，再將由 RPM 系統取得的即時病人呼吸波形透過 LCD 讓病人觀看，做呼吸調整可以使呼吸運動更有規律。聲音訊號的提示可以讓呼吸頻率一致，而病人藉由觀看 LCD 上的即時(Real time)呼吸波形 進而控制呼吸的幅度，這種搭配有效的讓病人的呼吸在頻率及幅度上達到一致的效果，增加治療的效率。

### 體內的監測系統

體外標記的追蹤是間接方法必須透過與體內器官的關聯函數來追蹤體內器官移動。如果能直接追蹤到體內腫瘤之位置，就不會有體內與體外運動的關聯性問題。

Akira Sawadda 使用超音波立體定位的方式<sup>36</sup>，直接用超音波偵測體內器官位置以此影像來做 gating 的依據。

Hiroki Shirato 將 2mm 直徑的 gold marker 植入腫瘤附近<sup>25</sup>，以四部 X 光機組成的定位系統來追蹤其位置，由於 gold marker 靠近腫瘤所以可以精確的反映出腫瘤的位置。當 gold marker 的位置在預設的

範圍內時，系統才送出治療訊號給直線加速器開始治療。

使用肺活量計(spirometer)接於病人口中直接測量吸氣吐氣之氣流速率及累計氣量，也是直接監測呼吸運動的方法。此種方法直接測量到肺部體積之大小，有較好之訊號與腫瘤位置關聯性。

#### **D • ABC(Active Breath Control)**

前述之技術是由病人自己控制呼吸，另一種技術使用肺活量計(spirometer)監控病人之呼吸，同樣是選取一靜態區域治療，與 DIBH 不同的是 ABC 使用的氣量控制系統會主動將進氣閥關閉，使病人不能吐氣，可更有效的使腫瘤處於靜止狀態<sup>26</sup>。此技術搭配病人可自己控制的切換器及讓病人可以看到的即時呼吸波形顯示系統，使此技術的操作相形簡易，此技術設備已被廠商開發做商品化行銷，其操作程序如圖 1.6 所示。

#### **E • SMART(Synchronized Moving Aperture Radiation Therapy)**

除了在病人的呼吸運動上發展可能的改善技術外，另外一個特別的概念是從直線加速器的控制上去找尋方法。射束照野的目的是將腫瘤涵蓋於射束內，所以當兩者皆靜止時照野無須特別加大；當腫瘤運動而照野不動時照野就必須加大才能夠涵蓋腫瘤之範圍；假如兩者皆

在運動，若能控制兩者以相同速度運動，使其呈現相對靜止則

照野就不必加大。

在早期使用灌注鉛合金作為照野遮蔽時並無方法能控制照野移動，但近年來當新加速器採用 MLC 作為照野成形的工具後，讓照野在治療中移動已具體實現，尤其是 Varian 直線加速器的 slide window 技術更可以讓 MLC 在 beam on 的情況下做連續的移動。

MGH(Massachusetts General Hospital) 等醫院合作<sup>27</sup> 利用 DMLC(Dynamic MultiLeaf Collimator)leaf sequences 的重寫發展出 SMART( Synchronized moving aperture radiation therapy)技術，其概念是將腫瘤的運動與 MLC 的運動同步化。該技術事先將在 X 光上可見的 2mm 直徑之 gold marker 植入腫瘤附近，先以四部 X 光機組成的定位系統紀錄下病人的呼吸軌跡後，經過程式計算出其平均腫瘤軌跡 ATT(Average Tumor Trajectory)。導出 ATT 後據此來修改 DMLC 的葉片移動描述檔案，使 leaf 按照 ATT 的模式運動。病人在治療室時先監測 gold marker 之軌跡，選在某個相位時使 MLC 與腫瘤同步運動並開始治療。設定一個閾值為 3mm 當兩者的誤差超過時，beam off 並且 MLC 暫停運動，直到病人的呼吸來到下一個週期並且同步時再 beam on ，同時 MLC 再次運動，其操作程序如圖 1.7 所示。文獻中

並未對病人的呼吸做引導及訓練，這個方法假如能先讓病人做呼吸訓練後效果會較佳。

事實上這個方法除了讓 DMLC 與 ATT 同步外，其比對兩個運動波形當其相差超過預設之閾值時即自動開關射束，就形式上而言，它是融合了 gating 與 DMLC 同步化兩種技術。

#### F• 其他方法

除了上幾項方法外，還有其他使用聲音導引視訊回授等方法，譬如 Audio prompting and visual feedback<sup>16</sup>、BSRT(Breathing Synchronized Radiotherapy)<sup>34</sup>、ART(Audio-gated Radiotherapy)，不外是在呼吸導引及 gating 上去做組合變化。

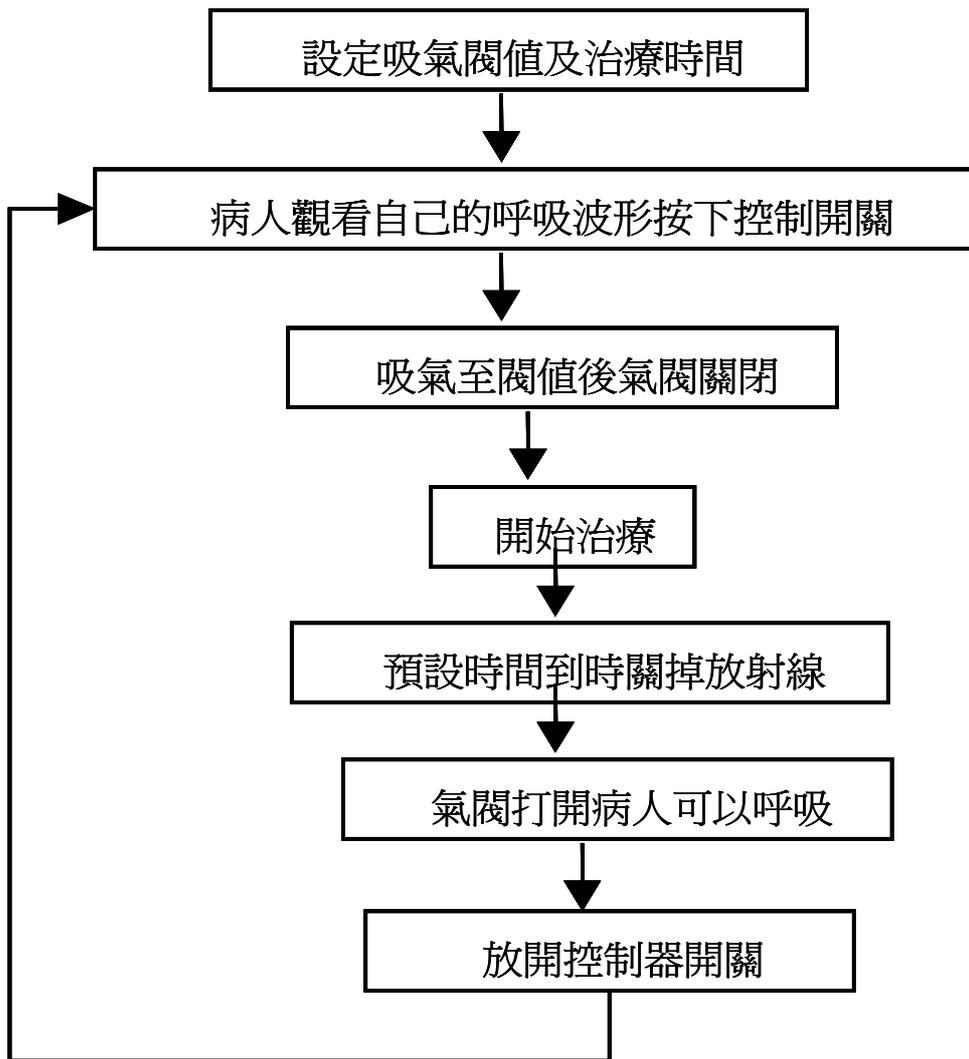


圖 1.6 ABC 技術之操作程序。

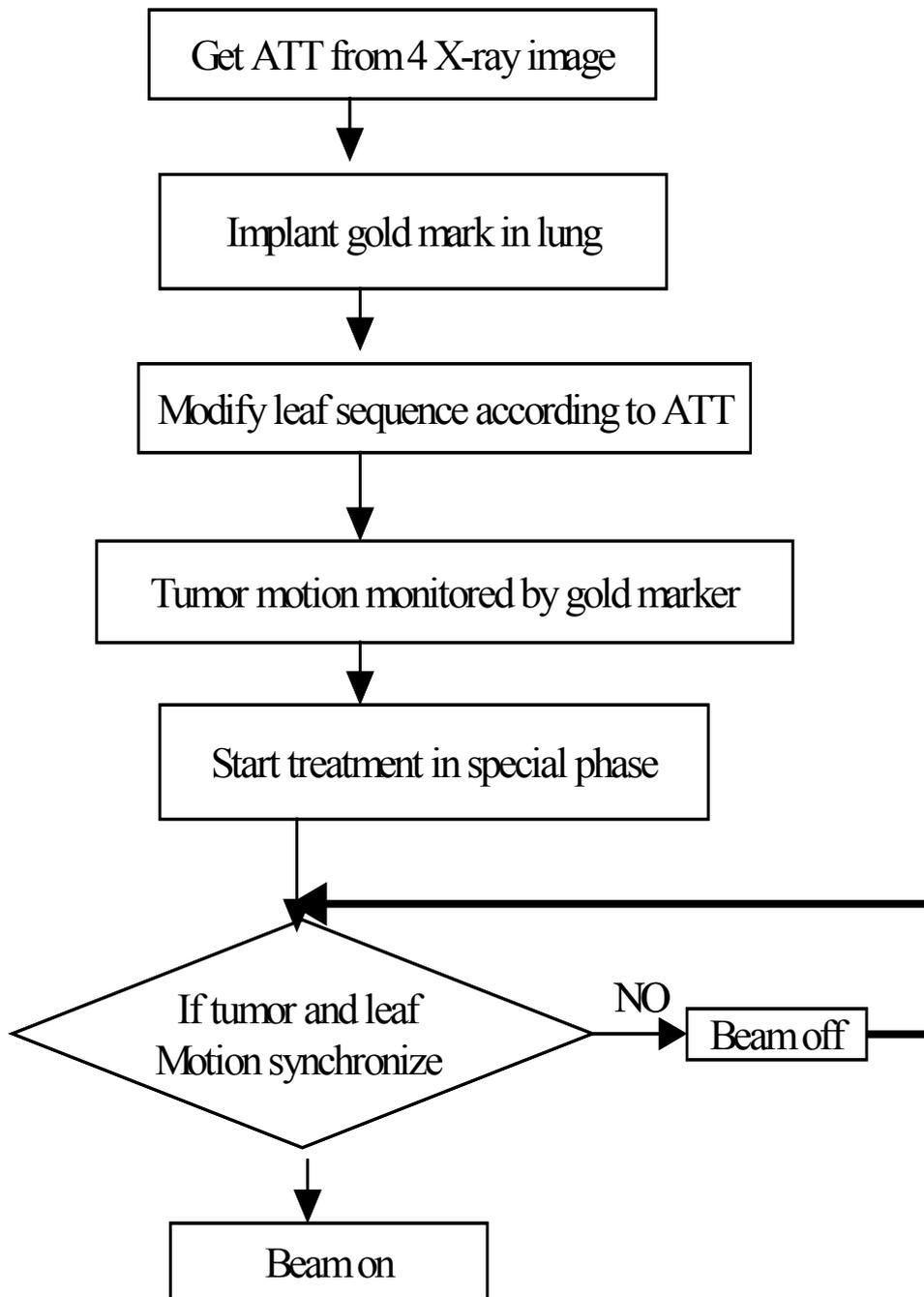


圖 1.7 SMART 技術之作業流程。

## 第 2 章 多葉式準直儀 (Multi-Leaf Collimator)

### 2.1 機頭幾何結構

多葉式準直儀的結構如圖 2.1 所示，它是內建在直線加速器機頭上，就 VARIAN 2100EX 而言，多葉式準直儀位於準直儀(jaw)之下方，其下方可以搭配選擇楔形濾板或鉛塊，如圖 2.1 所示。

### 2.2 葉片結構

多葉式準直儀葉片原本被設計來取代傳統鉛塊作為形成照野形狀之用，具有乾淨、省時、省力的多項優點。及至後來陸續研究開發後，發展出強度調控放射治療技術(IMRT)，成為今日放射治療技術之主流。以 VARIAN 直線加速器而言，其整個組件分為葉片組及載台兩部分，如圖 2.2 所示。

#### A. 葉片

葉片組分為左右兩組，其俯視圖如圖 2.3 所示。左右兩組葉片數

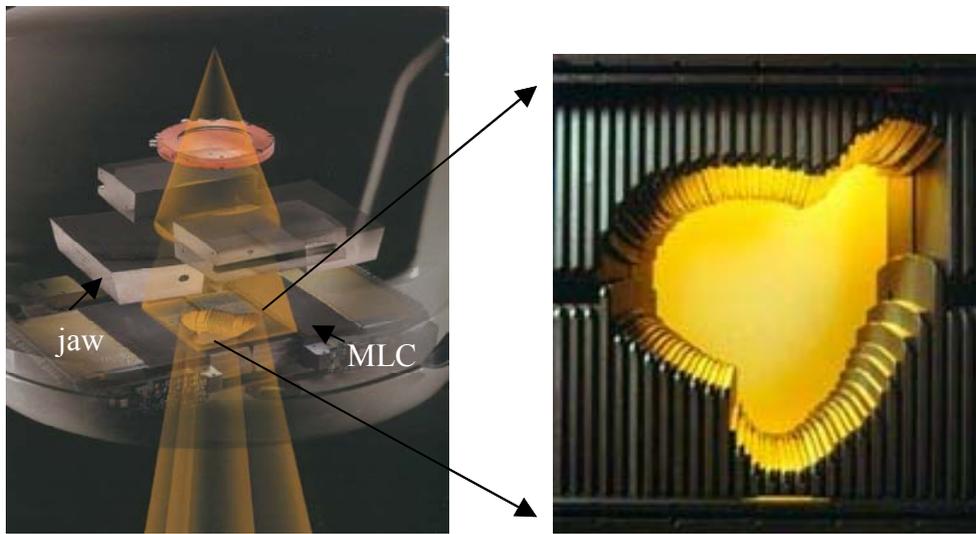


圖 2.1 直線加速器機頭之結構。



圖 2.2 直線加速器中之 MLC 模組。

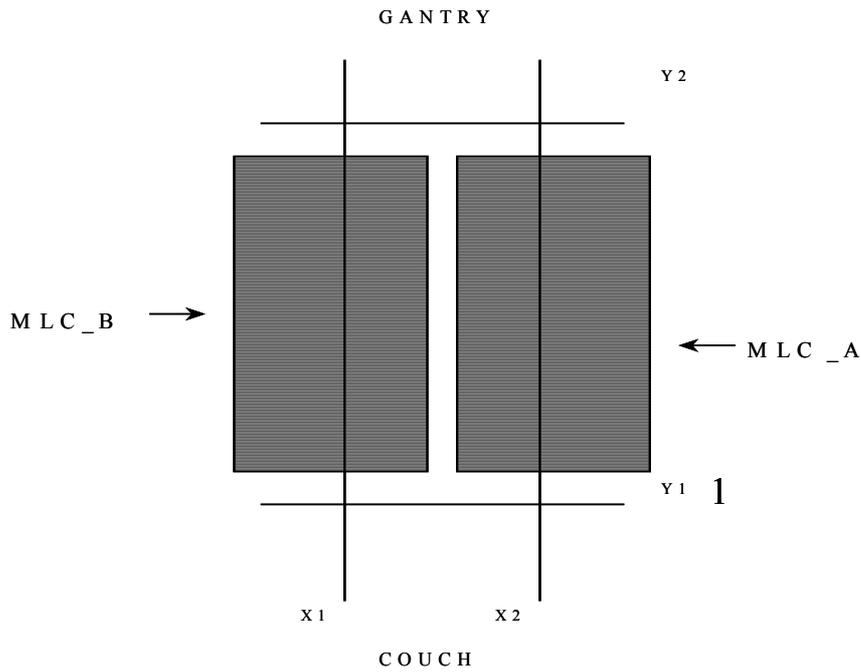


圖 2.3 MLC 之俯視結構圖。

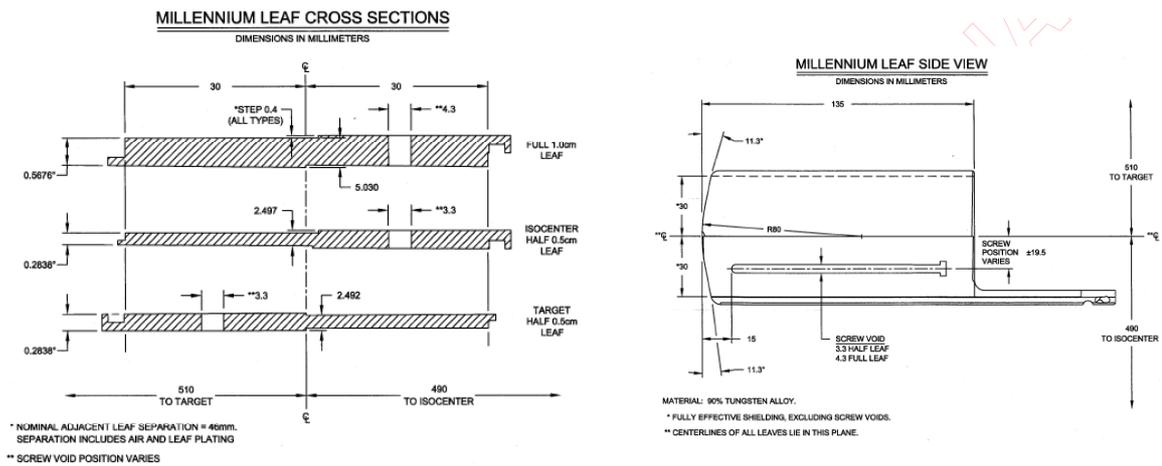


圖 2.4 葉片之幾何形狀。

一樣且兩兩成對。葉片的數目依機型而定，有 52 葉(26 對)、80 葉(40 對)、120 葉(60 對)幾種，葉片之寬度在等中心點處之投影寬度有 1cm，0.5cm 兩種。本研究使用的是 80 葉、1cm 寬之多葉式準直儀，其幾何結構如圖 2.4 所示。葉片的移動是靠著步進馬達推動連桿來帶動葉片，連桿與葉片之連結部分是一個易碎之組件，當葉片移動過程之中，遇到夠大之阻力時就會從此處斷掉，以保護葉片及馬達不致損壞。

## **B • 載台(carriage)**

臨床上使用的最大照野寬度是 40cm，但是因結構的限制，葉片並未做到如此之長，所以便設計了載台。載台上方承載著葉片組，除了葉片會移動外，載台也會移動，靠著載台之移動可以使照野開到 40cm。

## **C • 控制系統**

### **C • 1、步進馬達**

葉片的移動是由步進馬達所控制，一個葉片配置一個馬達，由步進馬達的左轉或右轉圈數可以計算出葉片所移動距離，如圖 2.5 所示。當每一次啟動 MLC 控制系統時，系統會先做初始化(initialize)的

動作來確認葉片之位置，以固定在葉片組上之紅外線參考線為基準位置，重新校正每個步進馬達的初始值。初始化以後步進馬達便以資料檔中所紀錄葉片位置與步進馬達旋轉圈數來控制葉片，當誤差超過容許值時治療會中止並送出錯誤訊息。

### C·2、壓力偵測板

在葉片的上方有一個直徑約 4mm 小球連結在葉片上，當葉片移動時小球會跟著一起移動。在葉片上方覆蓋著一片固定板，板子上鋪著一層壓電材料做成的位置偵測器，板子壓在小球上而葉片位於板子下方，藉著小球施壓的位置可監測葉片的位置，當誤差過大時細同會停止治療並送出錯誤訊息，如圖 2.5 所示。

### C·3、紅外線參考線

在葉片伸出來的前方有一條紅外線位置參考線，是由一個紅外線發射器及紅外線接收器所組成，固定在葉片模組上，相對於葉片模組是不會移動，如圖 2.6 所示。在啟動 MLC 控制系統後會做初始化動作。所謂初始化是以紅外線參考線為基準線，每一根葉片會依序伸出，當碰到紅外線參考線將其遮斷時，即以此為基準點作為計算葉片位置之基點，達到校正步進馬達計數之目的。



圖 2.5 MLC 模組上之步進馬達及壓力偵測板壓力。



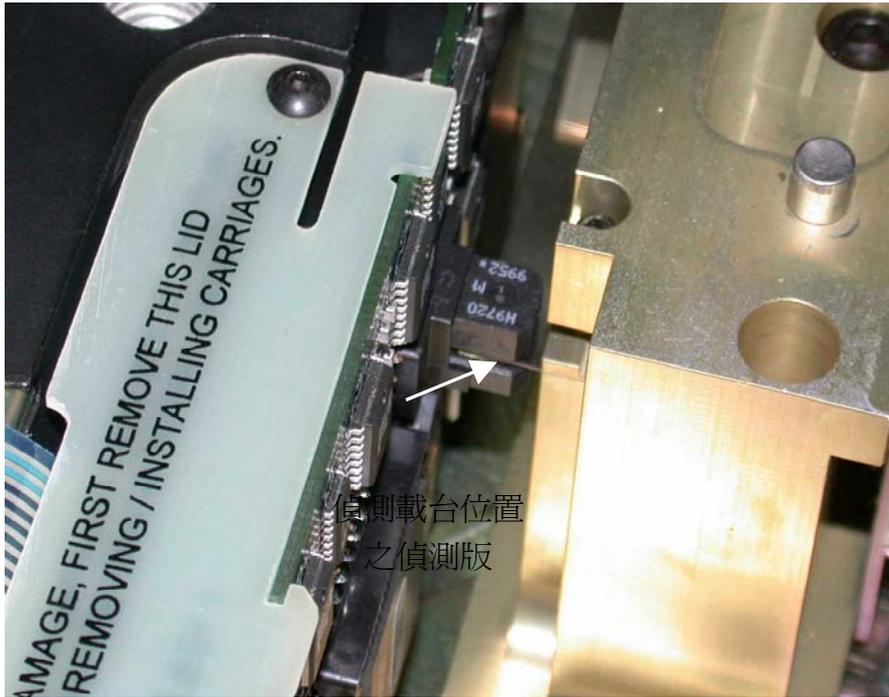
圖 2.6 MLC 模組上之紅外線參考線。

#### C·4、載台(carriage)位置偵測板

由於葉片本身的推進長度限制，單靠葉片的移動無法達到足夠到距離來形成治療中所需的寬度。因此在設計上是葉片模組下方有一個承載葉片模組之載台，這個載台會移動，當碰到單獨靠葉片移動無法到達的位置時，整個載台會移動，將整組葉片平移來達到該位置。載台邊有一片位置偵測片透過感應裝置可以確認載台之位置，如圖 2.7 所示。

#### D· 傳輸界面

在整合的放射治療系統中，多葉式準直儀是其中的一部份，必須配合其他設備才能順利運作。譬如治療計劃系統、葉片形狀編輯器(shaper)、VARIS 網路資料管理系統及直線加速器等，其結構如圖 2.8 所示。



偵測載台位置  
之偵測版

圖 2.7 MLC 模組上之載台位置偵測板。

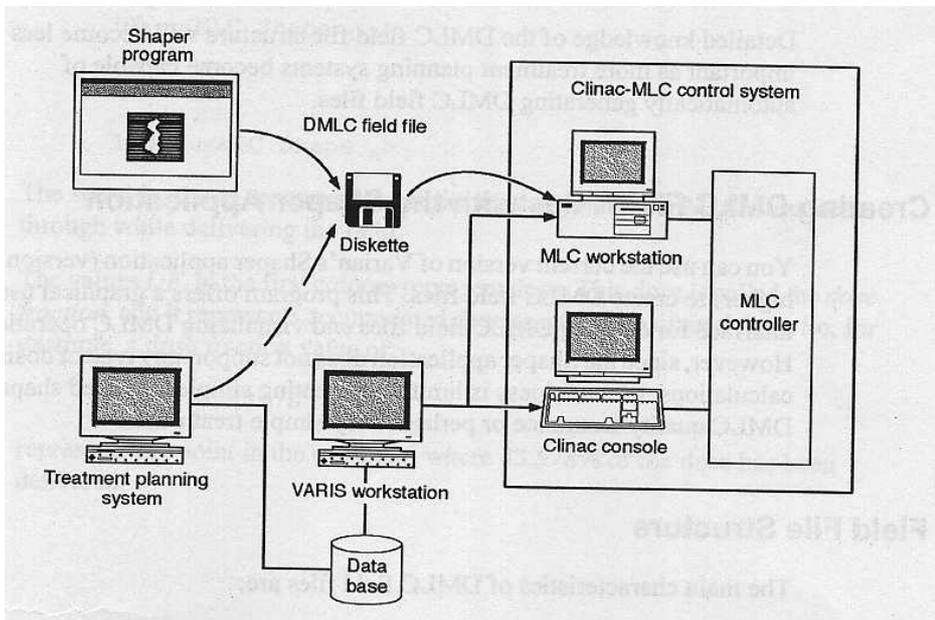


圖 2.8 MLC 模組之傳輸介面圖。

## **E · 強度調控治療 IMRT(Intensity Modulated Radiation Therapy)**

除了提供省時省力及安全的工作環境之外，多葉式準直儀的另一項的重大貢獻是藉由有效的控制葉片的變化可以調變射束中的強度分布。這項技術就是所謂的強度調控放射治療(IMRT)。傳統的治療技術中，一束放射線照到人體中，我們只能藉由鉛合金的製作來決定照與不照這兩種區別，這種技術的限制是無法有效降低緊密分布在腫瘤周圍的正常組織器官的放射線劑量。相對的強度調控放射治療它可以在一束放射線射束中除了區分照與不照的區別外，更可進一步控制射束中強度的大小，決定每個地方給的劑量之大小。如圖 2.9 所示黑色部分是射束中強度大之處，偏白色部分是強度較小之部分。這樣的技術幾乎可以任意改變人體中劑量曲線的分布達到最佳的治療目的(圖 2.10)，是傳統技術所無法做到的。

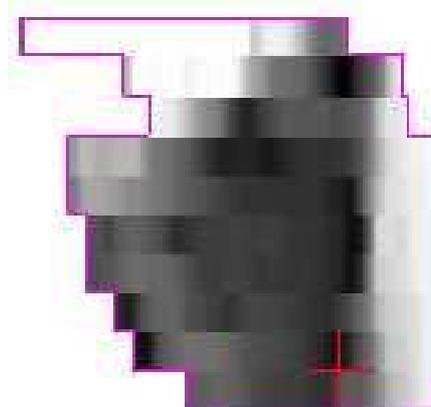
談到強度調控放射治療技術事實上它包含兩個部分的技術，一個是加速器上多葉片式準直儀的控制技術，另一個是計算劑量過程中所用到的逆向式計算法。

多葉式準直儀的控制可分為兩種一種是階梯式(step and shoot)，是

把一個射束分成多個小射束來照射以達到改變強度的目



傳統照射治療照野之強度分布



強度調控照野之強度分布

圖 2.9 傳統照野與強度調控照野得強度分布差異。

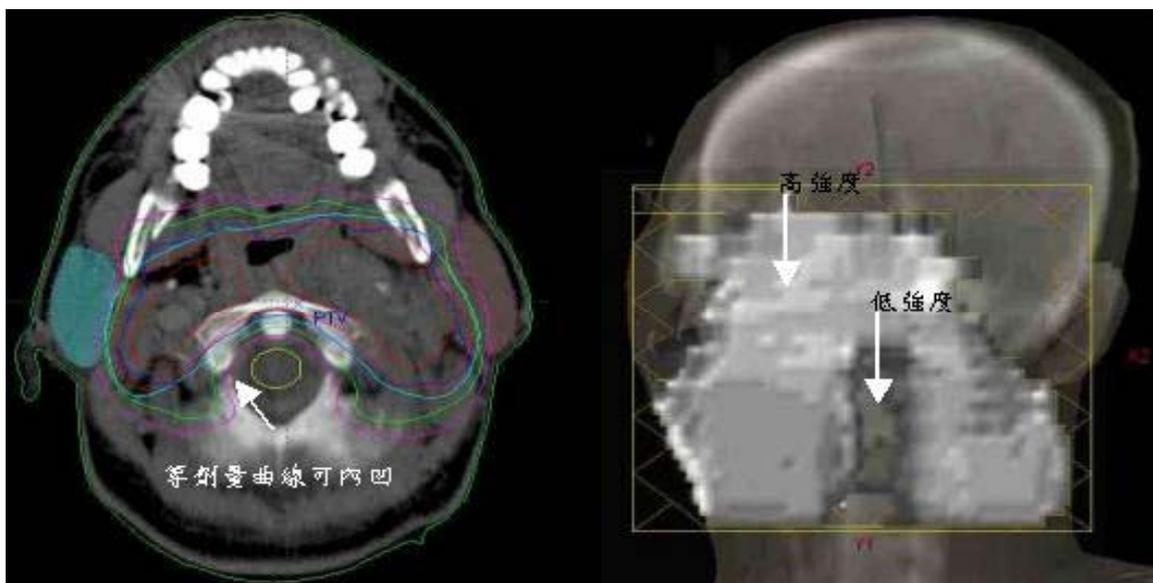


圖 2.10 IMRT 技術靠著不同之強度變化使劑量曲線內凹避開重要器官。

的，當一個小射束照完後先停止照射等葉片移動到下一個小射束的位置時再開始照射，所以用這種方法時直線加速器會一直重複開跟關的動作，葉片的移動與放射線照射只能有一種發生不能同時存在。

另一種葉片控制的方法是放射線照射中，葉片也一直在移動，直等到照完該給的放射線劑量後才會停止移動，稱之為 slide window 技術，如圖 2.11 所示。這兩種技術後者難度較高，只有少數加速器具備這種功能，前者較簡單大部分廠牌的加速器都可以做。

## **F • DMLC 檔案結構**

控制 DMLC 移動的檔案是一個 ASCII 格式的檔案，使用文書編輯軟體即可編輯其內容，一個照野就有一個檔案，它可以從電腦治療計劃系統產生或由形狀編輯器(Shaper)設計出來。檔案的內容主要有三部份，檔頭、葉片位置及檔尾。檔頭部分記錄著病人的基本資料，機器的基本資料及此照野的設定參數。

葉片位置描述部分包含 320 個區段(segment)，每個區段記錄著區段編號、index 值及每一根葉片的位置。區段的編號從 1 到 320 共 320

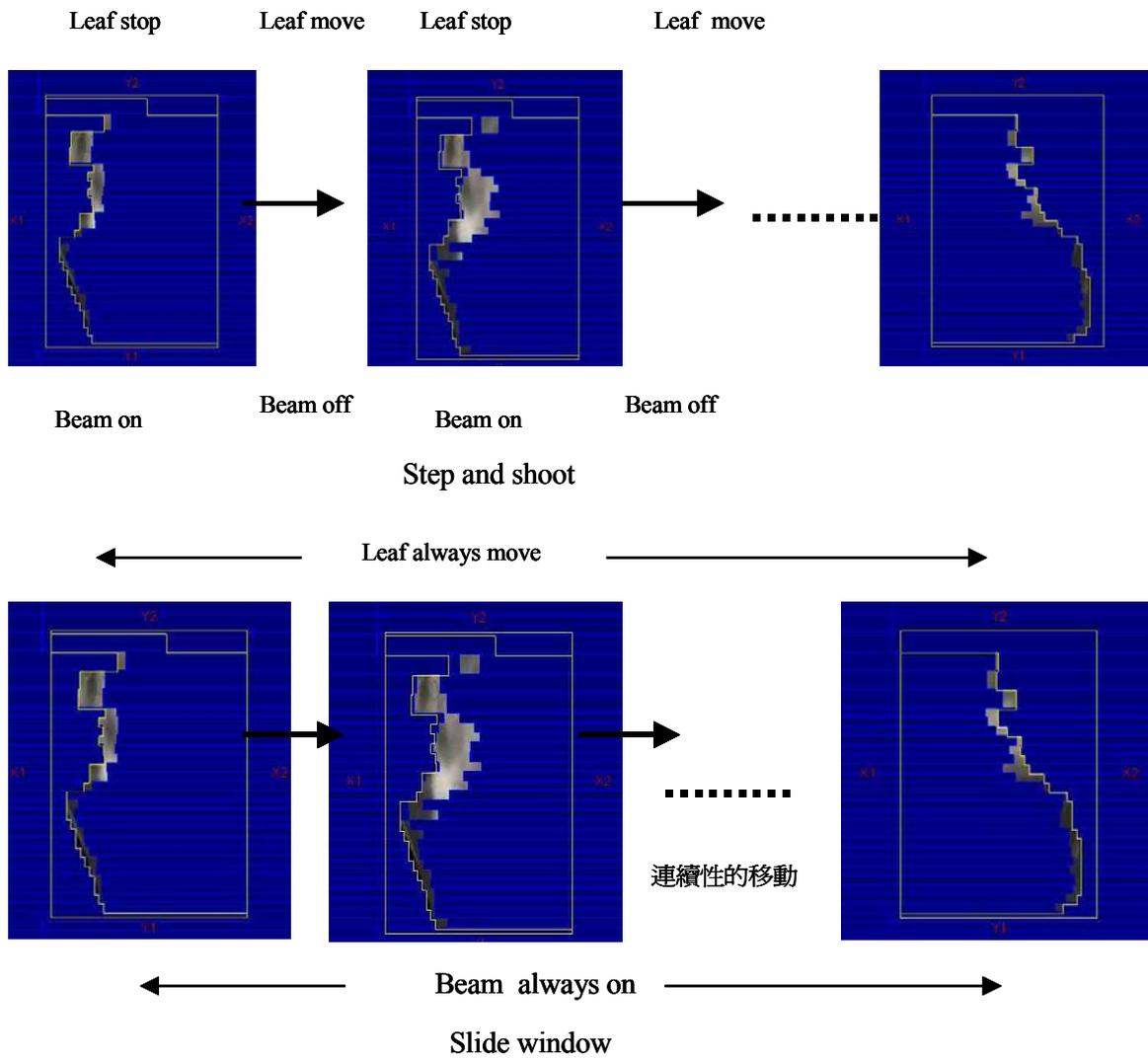


圖 2.11 兩種 IMRT 技術之運作比較。

個，index 值從 0 到 1 按 319 等份平均分配，其值乘上此照野所給之監測單位(MU)值，即是葉片應該在某監測單位值時，到達此區段之位置。

檔尾部分有一個 CRC(Cyclic Redundancy Check)值，是檔案檢查碼，是依據此檔案內容所計算出來的值。當檔案被更改後其值就會改變，目的是在防止檔案被更改及傳輸過程產生錯誤而造成不當的治療。我們的程式並未在程式中予以重新計算。修改後的 MLC 文件檔被載入形狀編輯器中模擬時，形狀編輯器並不檢查 CRC 值，所以仍可觀看葉片的運動。但是當它被載入直線加速器的 MLC 控制程式中後，就會出現 CRC 值錯誤的訊息。用形狀編輯器將檔案載入後再重新存檔，即可得到正確的 CRC 值，如圖 2.12 所示。

### **G • 劑量率(dose rate)與葉片速率的調控**

DMLC 檔案中只記錄著劑量比率與葉片形狀的資料，並沒有定義直線加速器使用的劑量率與葉片行進的速度。以最少的時間完成每個照野的治療就可以縮短整體的治療時間，所以理想上以最大劑量率與最大的葉片速度來操作是最省時間的。但是葉片的速度有其限制(<2.5cm/sec.)，而劑量率是在直線加速器的控制台上由操作人員做選擇的，所以系統必需在這兩者取得最佳的運作條件。

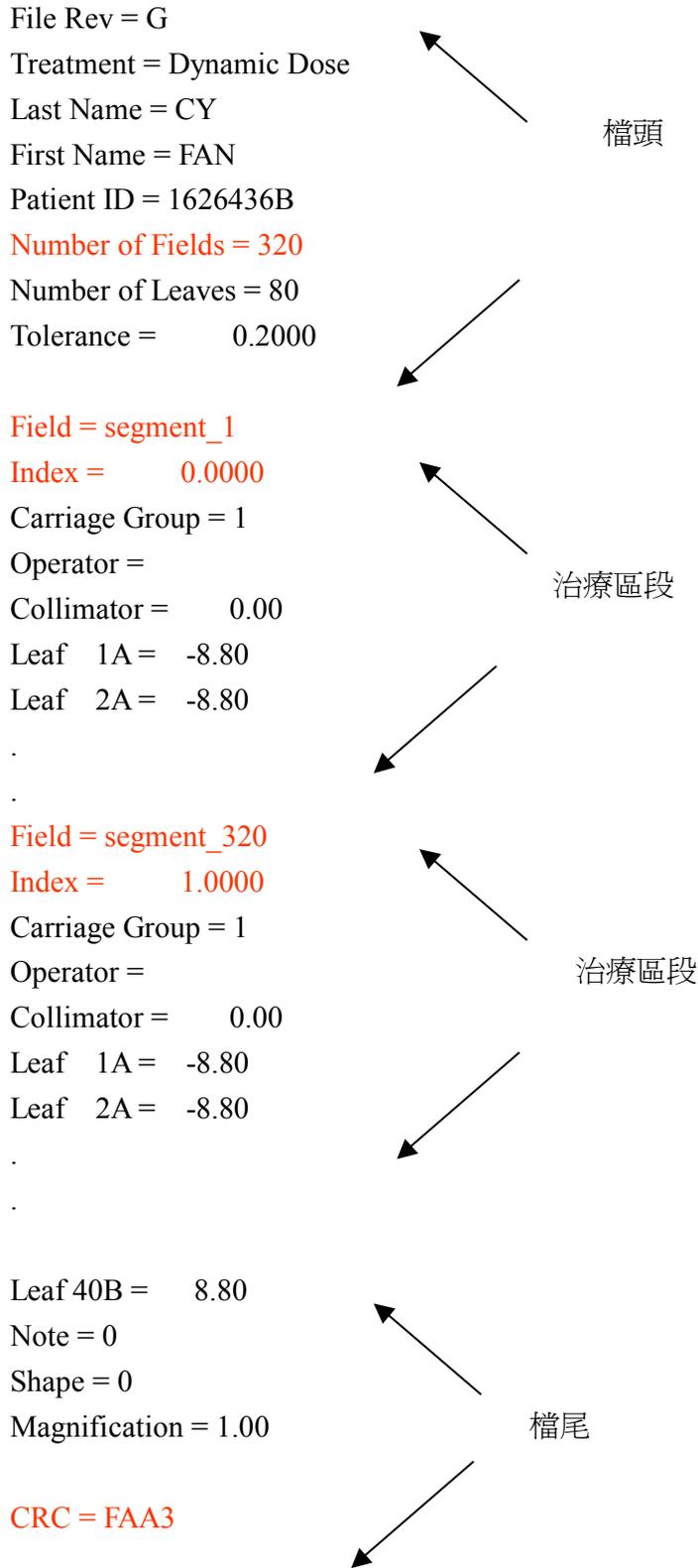


圖 2.12 葉片控制檔之結構

當 DMLC 檔案被載入 MLC 控制系統後，假如葉片的速度未超過最大速度限制時，系統會以使用者所選取的劑量率來照射。但是當葉片速度超過最大速度限制時，控制系統會主動降低劑量率以使得葉片以最大允許速率運動不超過限制值。

劑量率是否會下降與很多因素有關，包括葉片形狀改變的數量、操作者選定的劑量率以及所給予之劑量值。若操作者選定之劑量率較低，則完成每個 segment 的時間會變長，相對的葉片速率變慢，這種情形下劑量率下降之機率就比較小。

假如在 DMLC 檔案中存在著某個區段(segment)是只有葉片移動

但是沒有劑量輸出的情況時，劑量率將下降為 0。若存在某些葉片形狀變化很大但是相對劑量偏低的情況時，也容易造成劑量率下降。

在控制系統中假如沒有劑量率及葉片速率的調控是無法達到在特定劑量時葉片在特定位置。雖然劑量率及葉片速率控制了整個 MLC 之運作，但是並不影響到這個照野的劑量分布。重要的：最終的劑量分布只與 DMLC 檔案中的劑量和 MLC 形狀有關係，它與控制機制和劑量率是無關的。

## H • DMLC(Dynamic Multi-Leaf collimator) 運作的限制

不同的多葉式準直儀有不同的設計方式，機械特性有其極限，譬如速度的限制、大小的限制等，實驗中所用的直線加速器是 VARIAN 2100EX，其特性如表 2.1 所示，表 2.2 是超出限制的一個例子。

MLC Model	Varian Millennium MLC
Max retract	20.1cm
Max Over-center	-20 cm
Leaf Spread	15 cm
Min. Leaf Speed	1.2 cm/sec
Max. Leaf Speed	2.5 cm / sec

表 2.1 多葉式準直儀的機械特限制。

segment1		segment2		segment3	
leaf	Position (cm)	leaf	Position (cm)	leaf	Position (cm)
10A	13.1	10A	15.2	10A	18.1
15A	0.1	15A	1.11	15A	2.0

表 2.2 多葉式準直儀超出機械特限制的例子。

### 第 3 章 電腦治療計劃系統

電腦治療計劃系統在放射治療的角色是設計治療的方法，以給予腫瘤預期的劑量，例如射束種類及能量的選擇、照射角度及照野數目的安排、該用什麼配備、用什麼技術等。系統在使用之前必需由物理師將直線加速器的射束資料(包括深度劑量百分比、射束剖面曲線、劑量輸出等)經由水假體掃描儀掃描後輸入電腦治療計劃系統中。電腦治療計劃系統中有一套演算法可將輸入的射束資料分析後轉成實際計算劑量用的參數，用於臨床計算。其作業流程如圖 3.1 所示。

目前電腦治療計劃系統所用的治療技術主要為 3 度空間順形治療及較先進的強度調控治療。前者是將射束由多個方向照射腫瘤，每個方向之射束皆依照該方向上之腫瘤形狀照射如此可以使劑量分布曲線的形狀與腫瘤形狀近似，進而減少正常組織器官之劑量。但是此種技術所用的照野是強度分布均勻的，對於內凹的腫瘤形狀或器官分布就無法做出內凹之劑量曲線形狀，如圖 3.2 所示。它的設計是前向式 (forward) 的方法，由設計人員以自己的經驗選定各種治療參數後，由電腦計算出劑量分布，如果不符合需求則再更改參數直到滿意為止，是一種重複試驗的過程。

另一種強度調控治療計劃技術基本上包括兩個概念，一個是最佳化的演算過程，一個是照野中的劑量強度是變化可調控的。最佳化演算是逆向的計算過程(backward)，事先將欲達成的目標(腫瘤及器官的最小劑量、最大劑量、劑量體積比率等)設定之後，由電腦以最佳化的演算法，以改變照野中強度的方式來找出最接近目標值的照野強度分布。在得到最佳之強度分布後，再由電腦中的程式將照野的強度分布經由計算轉換成葉片的變化或移動型態(step and shoot 或 slide window)，最後傳送到直線加速器執行治療。這種計劃之設計方式與前述前向式之設計方法是截然不同的概念，設計人員必須非常熟悉所設定的條件(constrain)對最佳化計算的影響才能夠得到理想的結果。

研究中所用的電腦計劃系統是 Eclipse 6.5，它的軟體功能對強度調控技術可用 step and shoot 及 slide window 兩種技術。在本研究中使用的方法是讓葉片移動與呼吸運動同步，是連續的做位置改變，所以使用的是 slide window 技術。

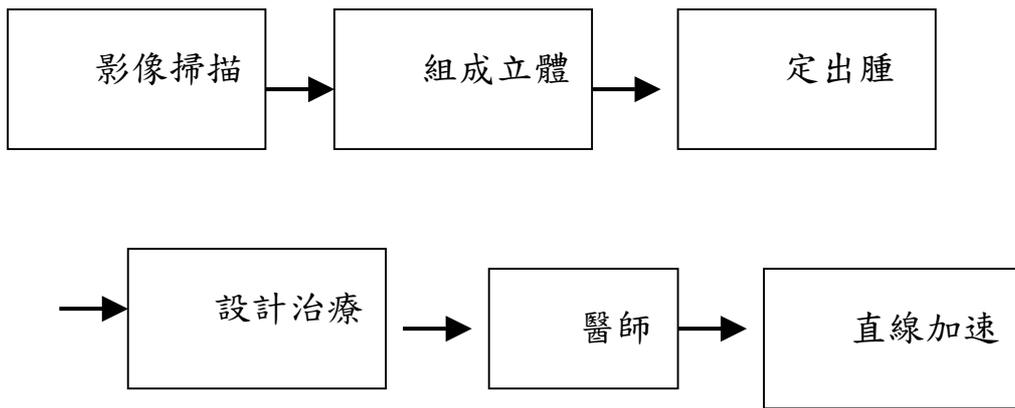


圖 3.1 治療計劃之流程。

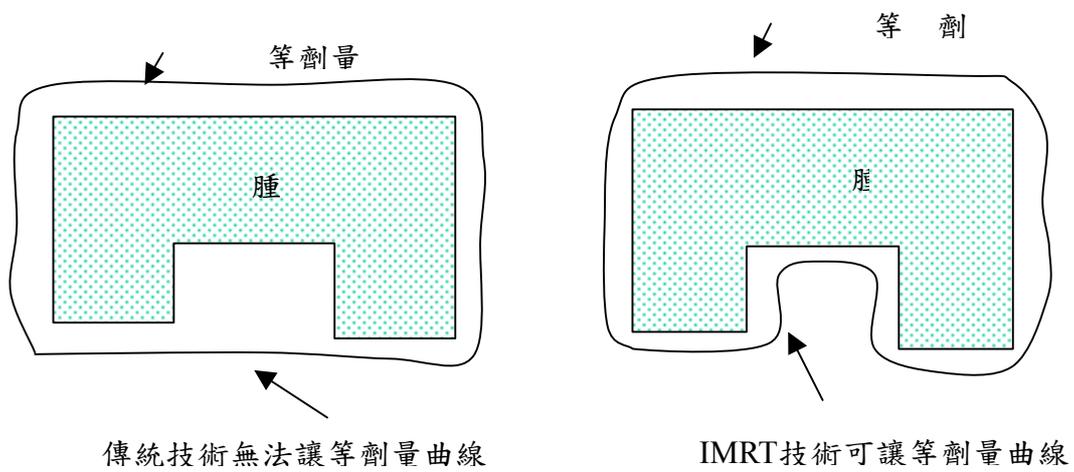


圖 3.2 順形治療與強度調控治療之差別。

# 第 4 章 RPM (Real-time Position Management Respiratory Gating System) 系統

## 4.1 系統組成

這是一套由 Varian Medical System 公司所開發出來的即時呼吸位置追蹤系統，主要是用來監測病人的呼吸軌跡，並設定閾值決定治療的呼吸區間以減少吸運動而必須外加的安全治療範圍。其系統組成包括下列幾項：

### A. 標誌方塊(Marker Block)：

立方體塑膠方塊，上面黏貼著兩個被動反射標誌，如圖 4.1 所示，標誌是直徑 5mm 的紅外線反射材料所做成，兩個標誌距離 3cm。將這個標誌方塊置於胸腹部，經由追蹤這兩個標誌的垂直移動距離就可以記錄呼吸的型態。

B • 追蹤攝影機 (Tracking camera with illuminator ring) :

本體是個攝影機，鏡頭外圍鑲有一圈紅外線發光二極體可發射出紅外線，如圖 4.2 所示。安裝在牆上或天花板上必須可拍攝到病人身上的紅外線反射標誌。

C • 室內觀察視窗 (In-room view finder) :

裝在治療室或攝影室牆上，可以看到追蹤攝影機所攝取到的畫面，協助確定反射標誌的適當位置。

D • 個人電腦 :

擷取來自追蹤攝影機之影像，並以波形呈現，做後續之處理，包括接收模擬攝影機之透視影像，定閾值等，如圖 4.3 所示。

E • gating 切換盒 (gating switch box) :

位在加速器控制室中，連接直線加速器與 RPM 系統，當切換到 gating enable 時 RPM 系統可以從擷取到的呼吸波形及設好的閾值經判斷後送出放射線開或關的訊號至直線加速器來操控照射時機。

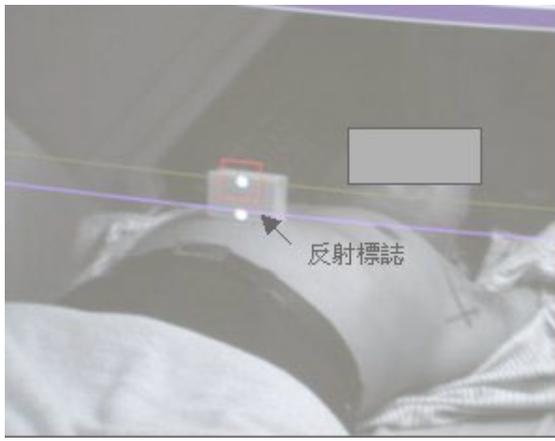


圖 4.1 紅外線反射標誌。



圖 4.2 紅外線發射及接收器。



圖 4.3 擷取透視影像之 RPM 系統。

## 4.2 作業流程

臨床上使用 RPM 系統做治療之程序如圖 4.4 所示是一個簡單的標準流程。如果考慮較複雜之技術整合譬如與電腦層掃描、呼吸導引訓練等則過程會比較複雜。

負責資料整合與處理的電腦操作介面如圖 4.5 所示。當電腦接收到來自於追蹤攝影機的訊號後，會將標誌方塊的移動距離及時間參數以波動的動態圖形顯示在視窗中，同時另一個視窗是接收來自於模擬攝影機 X 光透視的即時影像。透過這兩種資料的同時呈現可以決定相對應的治療安全範圍大小及 gating 的區間閾值，當閾值決定以後，即表示當在治療時病人呼吸波形處於閾值中時直線加速器才有放射線輸出，如果不是在此區間就停止放射線的輸出，如圖 4.6 所示。從這樣的機制中可以把治療中呼吸變動的範圍縮小在某一小區域中，而將放射線照射範圍縮小。

RPM 系統除了用在模擬攝影之外也用在 CT 上以降低呼吸的影響。在直線加速器上的操作也是類似，只是多了一個切換盒來做正常模式與 gating 模式切換，其操作介面如圖 4.7 所示。

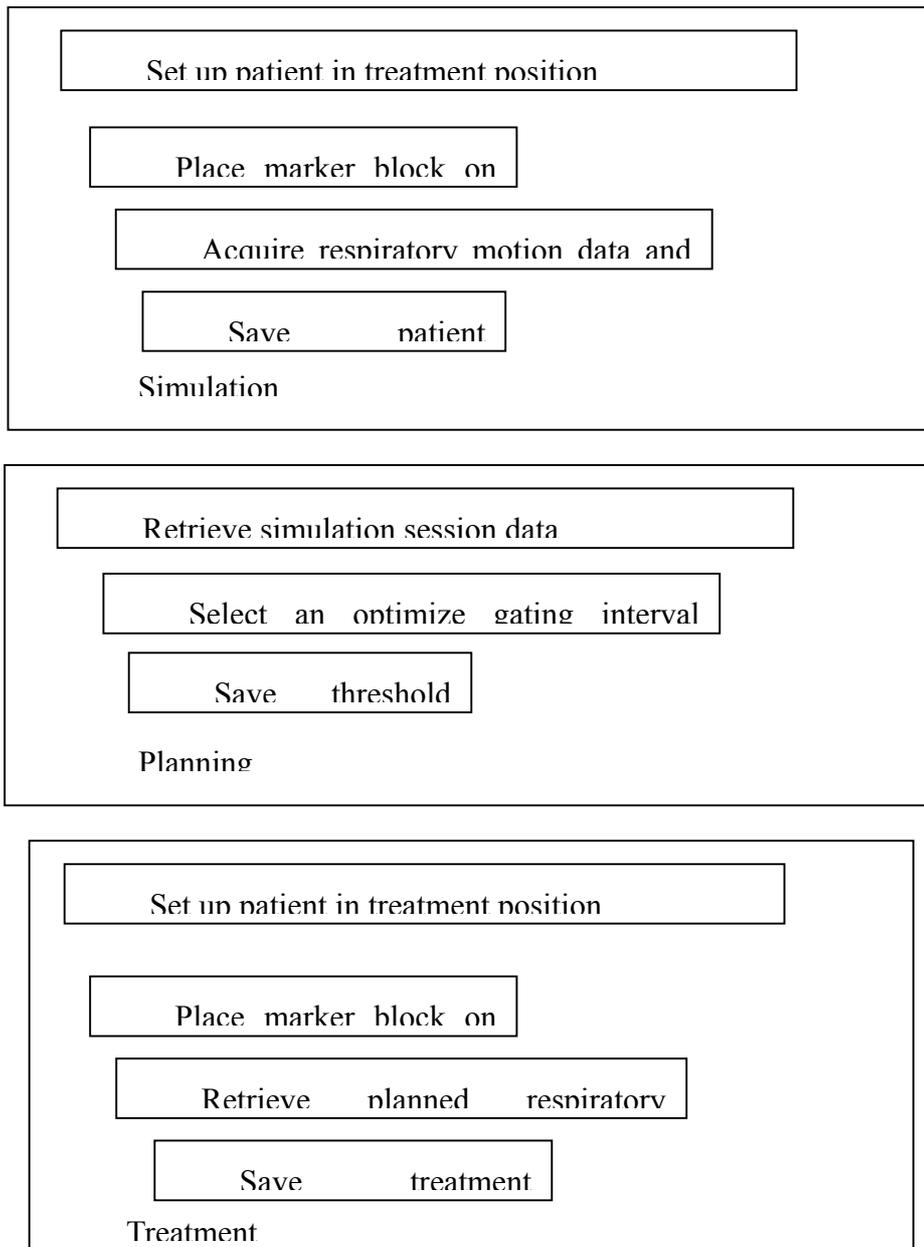


圖 4.4 RPM 系統之作業流程。

RPM System - Simulator/Linac Room Layout

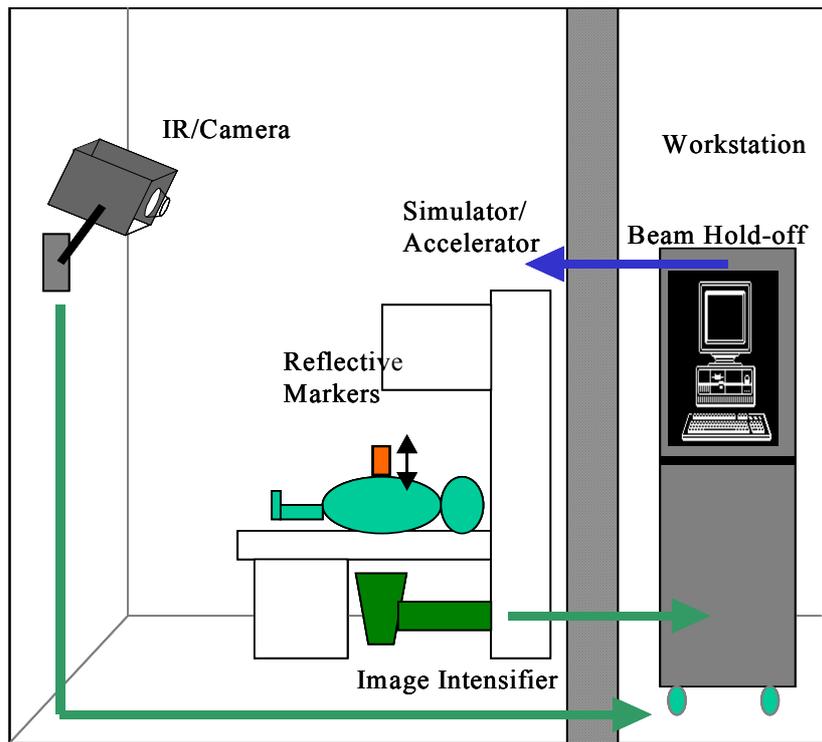


圖 4.5 RPM 系統之操作介面。

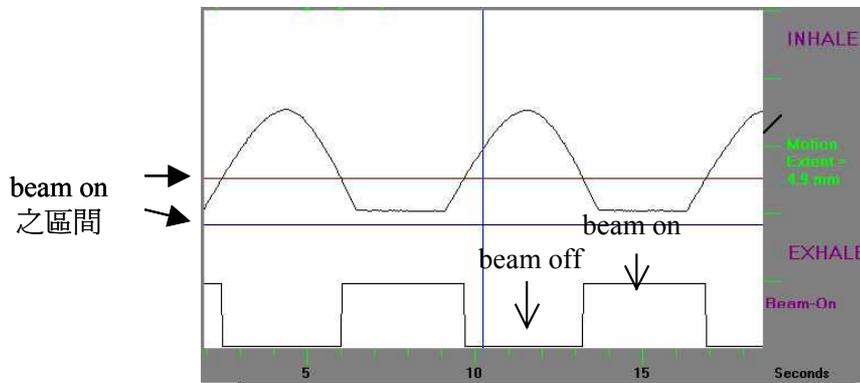


圖 4.6 由所紀錄之呼吸波形設定治療區間。

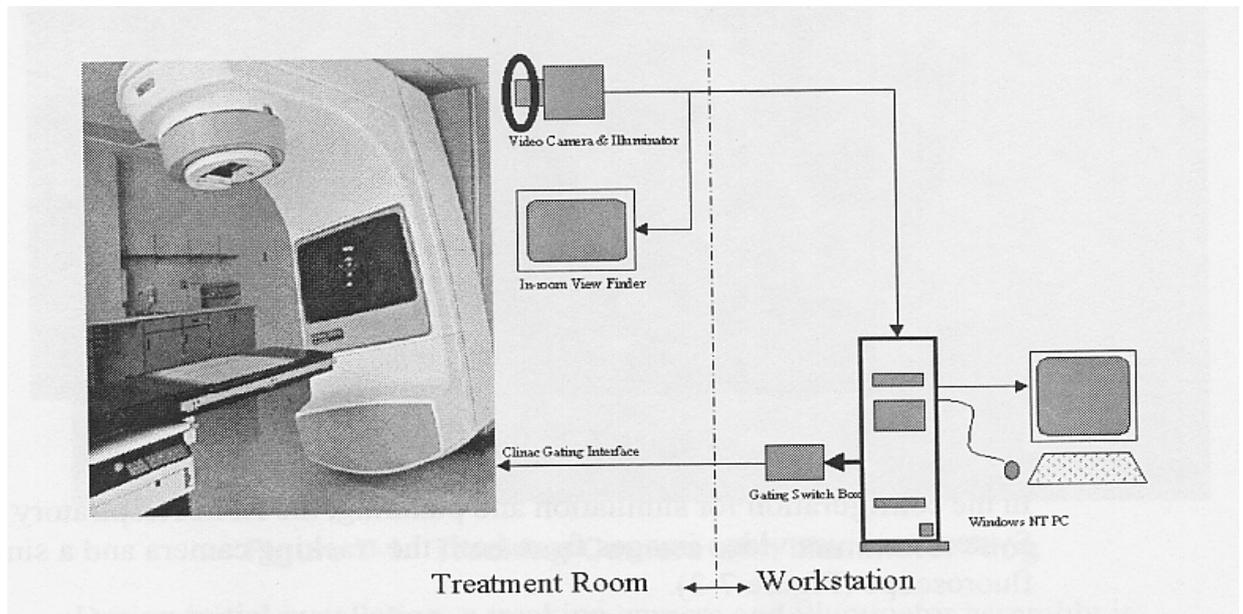


圖 4.7 RPM 系統在直線加速器上的操作介面。

# 第 5 章 另一種技術-多葉式準直儀與呼吸同步放射治療(Multi-Leaf Collimator and Respiration Synchronized Radiation Therapy)

## 5.1 概念

假如人不呼吸就不需增加額外的安全範圍，換個角度看當有呼吸運動時，照野如果也能跟著呼吸做同步移動，使腫瘤對照野呈現相對靜止的話，也就不需增加額外的安全範圍。傳統使用鉛合金檔塊的直線加速器無法使照野在治療中移動，在多葉式準直儀出現後，slide window 的技術可以讓照野在治療中變換位置。其運作過程是葉片控制器讀取葉片描述檔，依循檔案中之參數來移動位置，由於檔案是治療前預先產生所以不能在治療中任意改變。既然無法以即時(real time)的方式讓照野與呼吸運動直接做同步運動，那麼就得事先找出一個運動波形，如果讓呼吸與其同步又讓葉片也與其同步，也就間接達成了照也與呼吸運動同步的目的，如圖 5.1 所示。

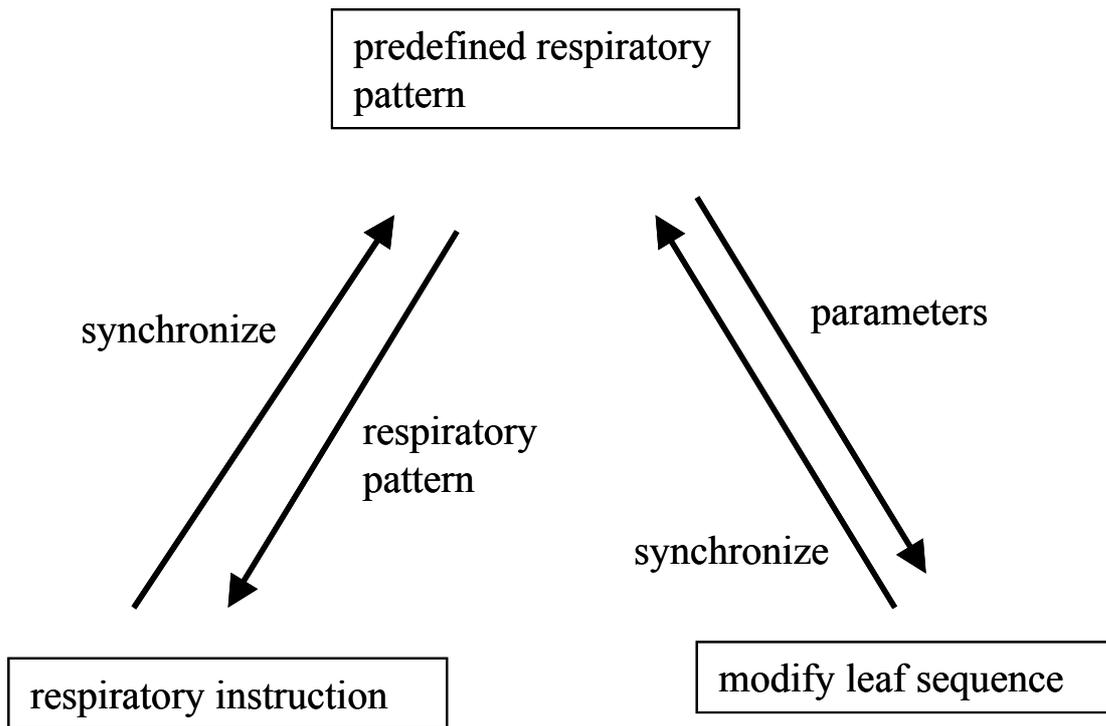


圖 5.1 葉片運動與呼吸運動同步化之方法。

## 5.2 呼吸模擬機的設計

為了要模擬反覆的呼吸運動，我們設計了一台呼吸運動模擬機，如圖 5.2 所示。其動力來源是空氣壓縮機所供應之高壓氣體，在直線加速器上配有驅動內部組件用之空氣壓縮機可以作為動力來源。機體包含下列組成：

- **水平移動平台**

藉由進氣排氣可以做水平運動。

- **垂直移動組件**

負責垂直方向之運動，在本次研究中並未使用。

- **水平移動距離調整螺絲**

藉由調整此螺絲之位置可以改變水平移動平台移動的距離。

- **水平縮回速率氣閥調整鈕**

是一個進氣量大小調整鈕，進氣量大則水平平台縮回速率快。

水平推出距離氣閥調整鈕

是一個進氣量大小調整鈕，進氣量大則水平平台推出速率快。

縮回後停滯時間調整鈕

為了模擬吐氣後停滯時間所設計，控制平台縮回後需停留多久再推出，可以設為 0，即不做停留。

- **進氣排氣切換開關**

職司系統進氣排氣之動作，由一電動切換開關所控制。

此系統組成可以模擬吸氣、吐氣、停滯三個階段之呼吸運動，也可以調整幅度及頻率之大小，可以模擬如圖 5.3 之波形。

### **5.3 呼吸模擬機的運動波形導出**

#### **A. 運動軌跡紀錄**

為了簡化實驗設計我們把呼吸運動模擬器調整為只做縮回與推出的運動並不作停滯的動作，並且不作停滯設定，對實驗結果並無影響。為了要紀錄呼吸運動模擬機的運動型態，我們將壓克力平台外緣

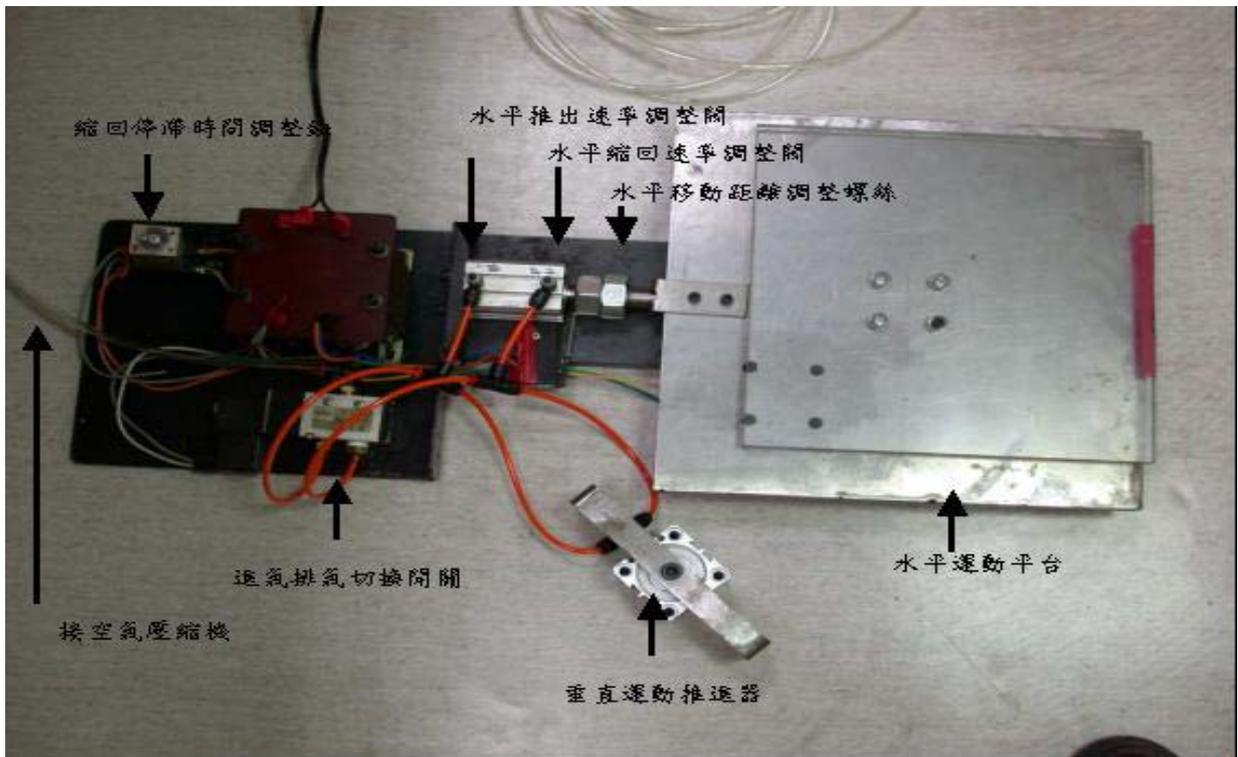


圖 5.2 呼吸運動模擬機。

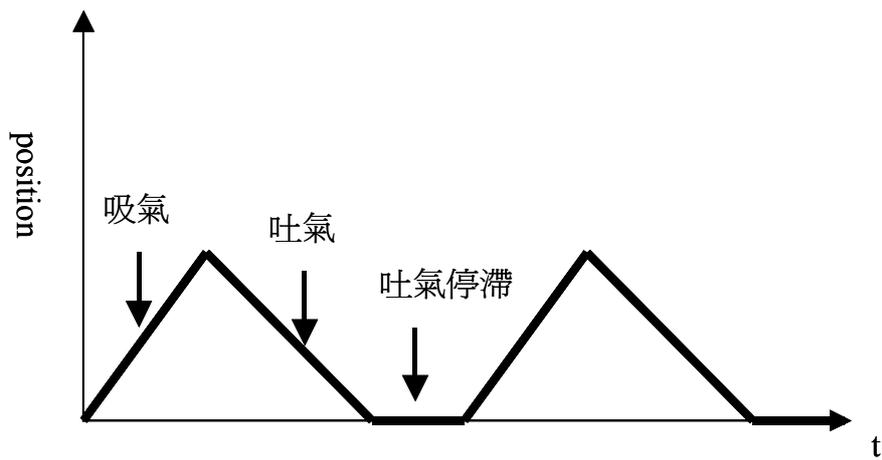


圖 5.3 呼吸模擬機可以模擬的運動型態。

貼上明顯標記，使得壓克力邊緣清晰可辨，以利觀察運動位置。取一張方格紙並在其上畫上明顯的刻度線後，將方格紙平鋪以膠帶貼緊在地面上。將呼吸運動模擬器平放於方格紙上，水平推桿縮回起始點，調整位置使壓克力邊緣標記對齊刻度線，讓平台的運動方向與刻度現

成垂直。將數位攝影機架設在呼吸運動模擬器壓克力平台的正上方，調整鏡頭使拍攝畫面能涵蓋平台的運動範圍，並且清楚看到壓克力邊緣在方格紙上刻度線上的投影，如圖 5.4 所示。

當呼吸運動模擬器開始運動後，用數位相機的攝影功能拍攝其運動過程約 30 秒。由於水平移動平台與方格紙之間有約 2 公分之距離，數位相機所拍攝到的是平台投影於方格紙之距離，不是真正平台移動之距離，如圖 5.5 所示。由攝影畫面所紀錄之距離必須做放大率( $f'/f$ )之修正。

## **B • 波形分析**

將錄製下來之影片使用影片分析軟體擷取成個別之影像圖片，擷取的頻率為 5frame/sec，如圖 5.6 所示。從每一張影像中去觀察壓克

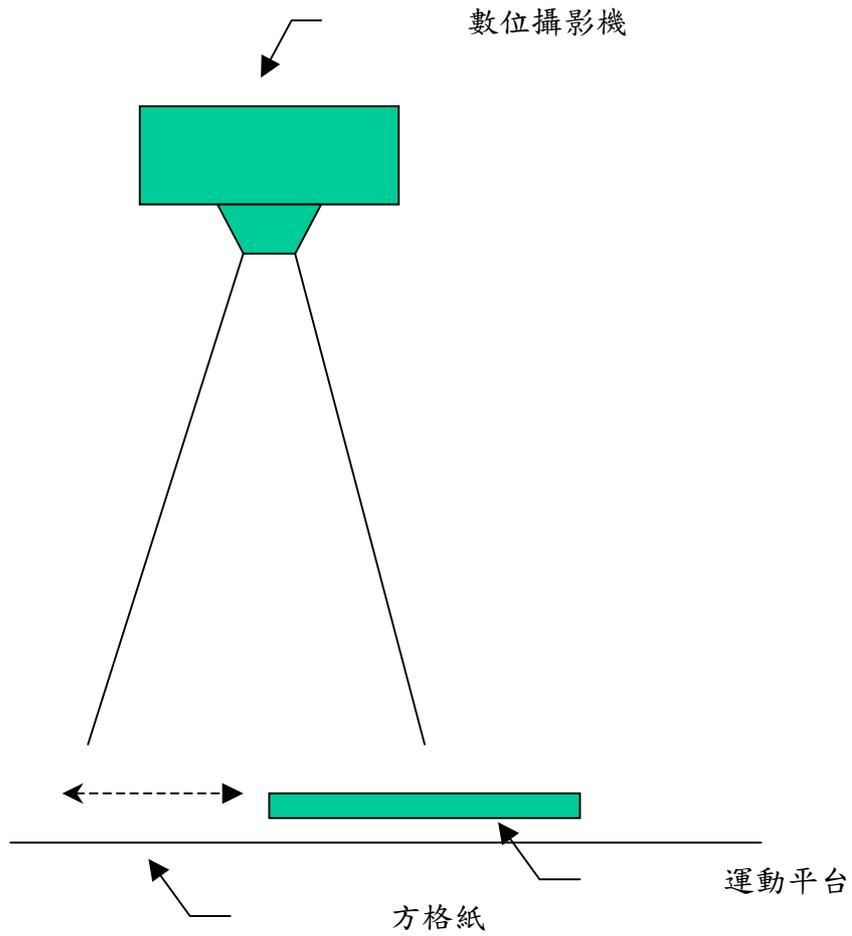


圖 5.4 拍攝呼吸運動模擬器之運動軌跡

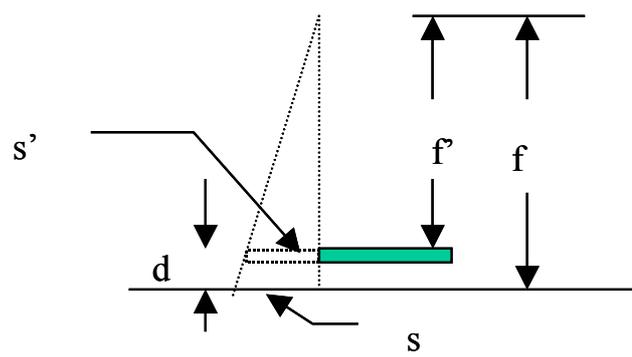


圖 5.5 投影距離  $S$  與實際移動距離  $S'$  之差異。

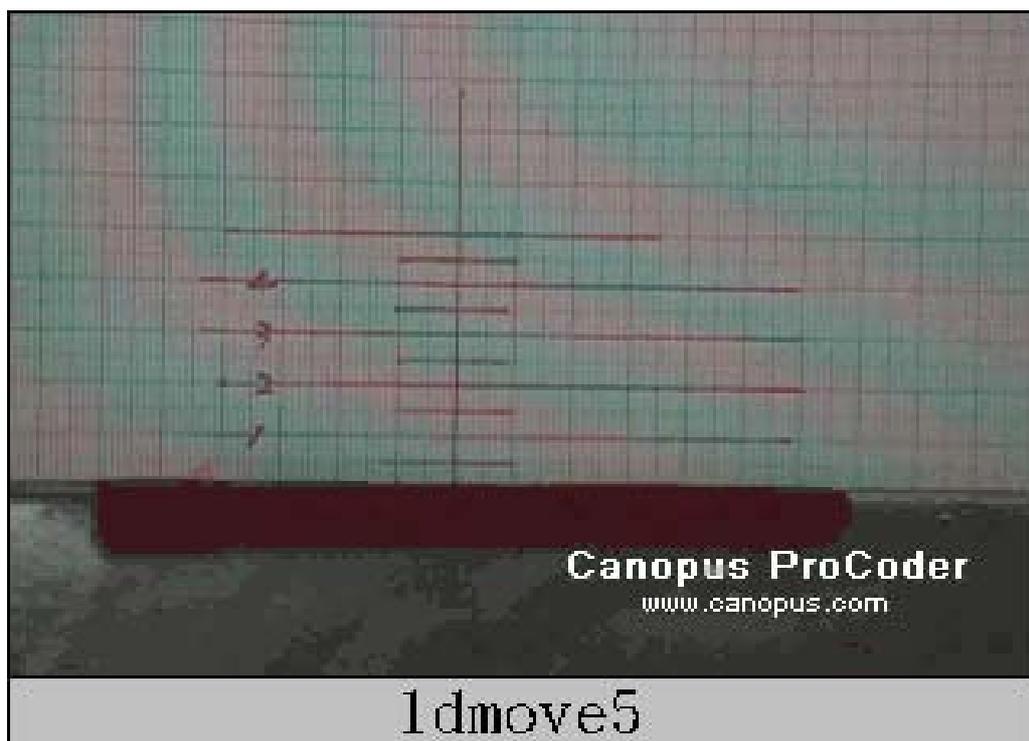


圖 5.6 使用影片分析軟體將影片擷取成照片做分析。

力平台邊緣的位置，將壓克力平台位置及影像編號紀錄下來。

在 EXCEL 中將影像編號轉成時間序列並繪出其運動波形如圖 5.7。雖然圖形顯示呼吸運動模擬機之運動型態是近似線性而並非是性線運動，但是為簡化實驗，我們由數據中取其移動之波峰及波谷處拉成一條直線，將其視為等速率之線性運動。如表 5.1 所示，算出呼吸模擬器之推出及縮回之平均時間及速度作為修改葉片位置之輸入參數。將線性模擬後之運動波形與實際運動波形做比較，如圖 5.8 所示，由圖可以發現當呼吸運動模擬器縮回後再推出的速度會比模擬的平均速度來的快；而當推出到盡頭再縮回來時其速度剛開始較慢但後面則與平均速度相當一致，這種現象是此呼吸模擬機之機械特性，與實驗中所觀察到的現象是一致的。將做等速率模擬的位置與實際呼吸模擬機器的位置之間的差異做圖分析，可以發現最大誤差約為 3mm 左右，而大部分情況是實際位置較線性模擬位置領先，如圖 5.9 所示。

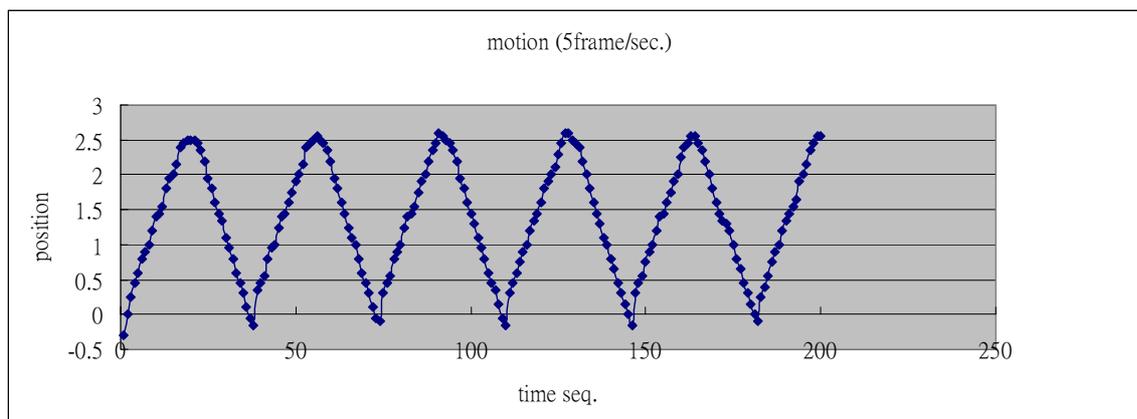


圖 5.7 由影像紀錄分析後所繪出呼吸運動模擬器之運動波形。

5 frame/sec

time(sec)	position	tume interval	position interval
0.4	0.15		
4	2.65	3.6	2.5
7.6	0	3.6	2.65
11.2	2.7	3.6	2.7
14.6	0.1	3.4	2.6
18.2	2.75	3.6	2.65
22	0	3.8	2.75
25.6	2.75	3.6	2.75
29.2	0	3.6	2.75
32.8	2.7	3.6	2.7
36.4	0.05	3.6	2.65
40	2.7	3.6	2.65
平均		3.6	2.67

平均伸長			平均縮回			
距離	時間	速度	距離	時間	速度	平均週期;
2.66	3.6	0.7388889	2.68	3.6	0.7444	7.2

表 5.1 找出移動最大及最小距離時之平均時間及速度作為修改葉片檔案之參數。

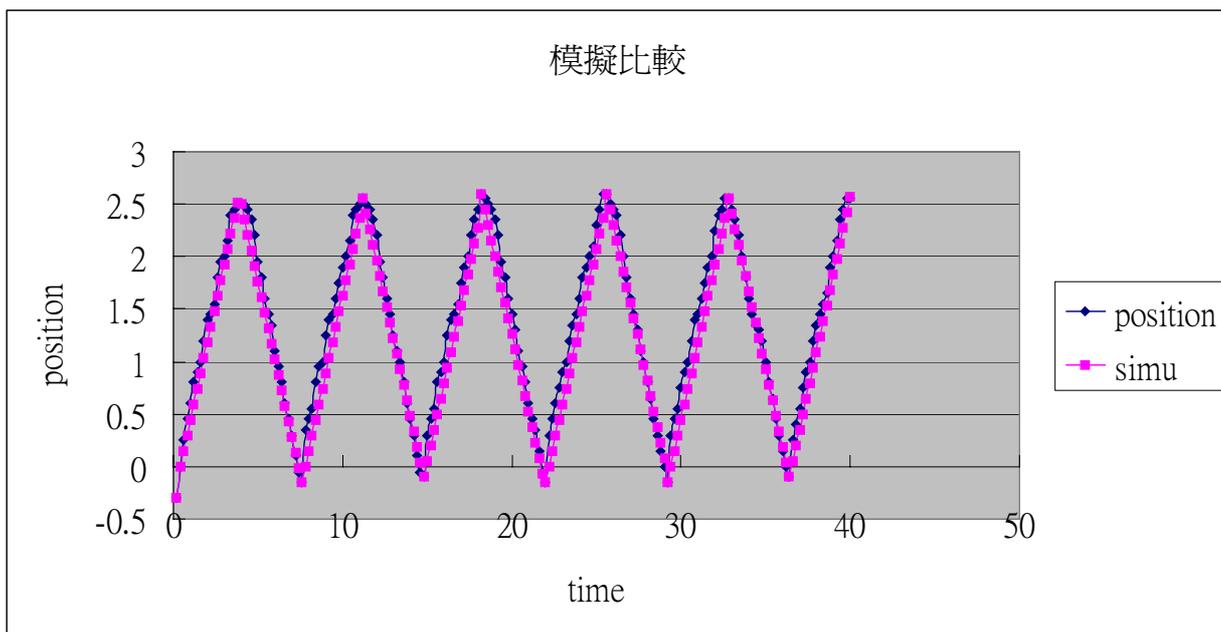


圖 5.8 模擬線性運動之位置與呼吸運動模擬機真正位置之差異。

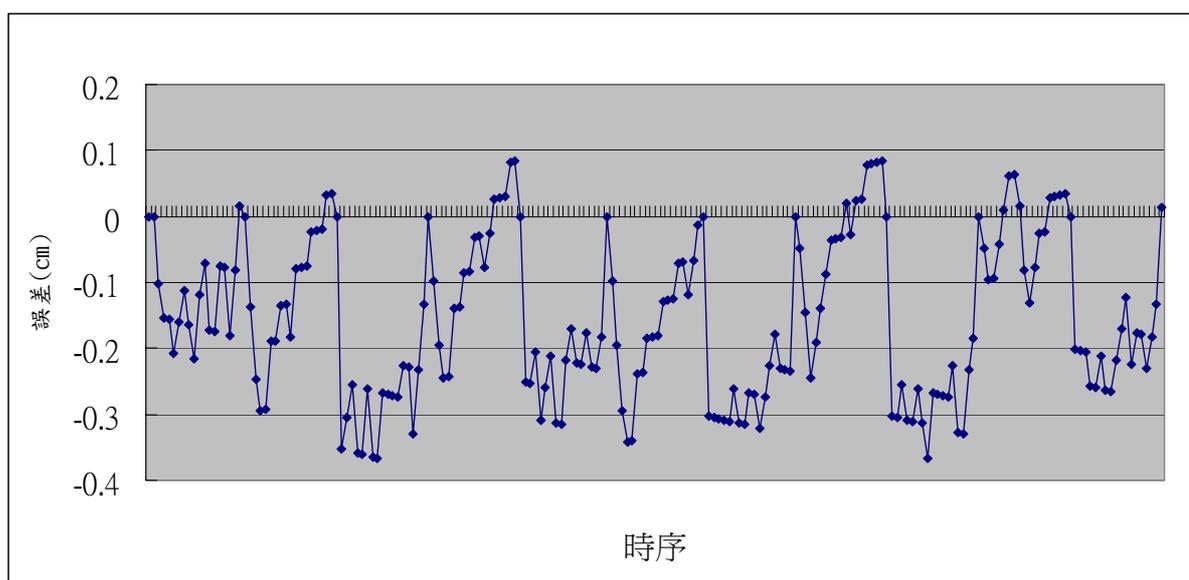


圖 5.9 模擬線性運動之位置與呼吸運動模擬機真正位置間之差異。

## 5.4 多葉式準直儀葉片檔案結構修改

### A. 結構與運作分析

葉片的運動有其控制的機制，不同的系統有不同的控制設計。本次研究所使用系統是 VARIAN 2100EX 直線加速器以及 Eclipse version 6.5 逆向式治療計劃系統。此系統是透過一個葉片控制檔案來控制其運動，其控制方法又分為兩種：一種是 step and shot 技術、一種是 slide window 的技術。前者是當 beam on 時葉片就靜止不動，當 beam off 時葉片再移動到下一個位置。後者是在 beam on 時葉片就持續作連續的運動直到 beam off。呼吸運動是連續的運動所以我們用 slide window 的技術來作呼吸運動的同步。

Varian 直線加速器的 MLC 的運動是由一個文件檔所描述，可由文件編輯器讀取內容。文件檔中主要可分為檔頭、葉片位置及檔尾三部份。檔頭部分記錄著病人資料，機器的基本資料及此照野的設定參數。葉片位置描述部分包含 312 個 segment，每個 segment 記錄著編號、index 及每一根葉片的位置。Segment 的編號從 1 到 320 共 320 個，index 值從 0 到 1 按 319 等份平均分配，如圖 5.10 所示。由其運

作方式 index 與 segment 有式(1)之關係， $index_i$  為第  $i$  個 segment 之 index。由於 index 代表此照野 MU 值分配到各 segment 之比例，所以  $index_i$  值乘上此照野之 MU 值即是葉片應該在此  $MU_i$  值時到達此 segment 之位置，如式(2)，相鄰 segment 之間所給之 MU 值平均分配在 319 等分中，如式(3)。因此葉片之移動主要是由 segment 中之葉片位置及  $index_i$  兩項參數所控制。

$$index_i = (segment_i - 1) / 319 \dots\dots\dots (1)$$

$$MU_i = MU \times index_i \dots\dots\dots (2)$$

$$\Delta MU = MU / 319 \dots\dots\dots (3)$$

圖 5.11 示是葉片運動之描述圖，第  $i$  個 segment 時的葉片位置為  $x_i$ ，由於 index 是平均分配，所以在相鄰兩個 segment 之間所給予的 MU 值是相同的。由於葉片檔案是事先作計算再由直線加速器去執行，所以程式計算中所用的劑量率必須與直線加速器一致。劑量率 (MU/min) 確定後則相鄰兩個 segment 之間移動所需時間如式(4)，其在某個區段間之行進速率如式(5)。

$$\Delta t = \Delta MU / \text{dose rate} \dots\dots\dots (4)$$

$$V_i = (X_{i+1} - X_i) / \Delta t = (X_{i+1} - X_i) / \Delta MU \times \text{dose rate} \quad (5)$$

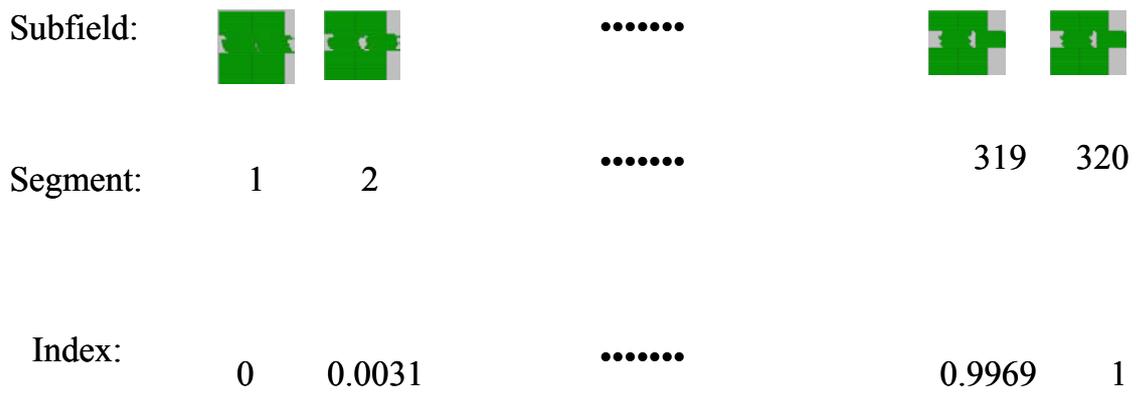


圖 5.10 SLIDE WINDOW 照野參數示意圖。

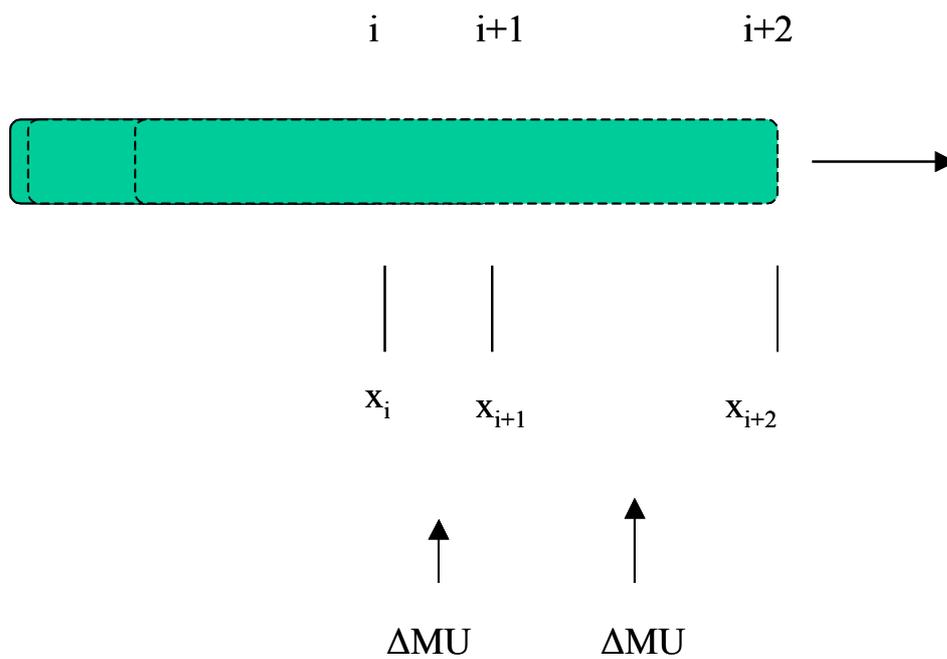


圖 5.11 葉片移動時相關參數示意圖。

在原来的运动形态上再去对某个特定运动波形作同步，则必须在原始速率上再加上呼吸模拟器的运动速率，如图 5.12 所示。改变后的速率如式(6)，改变后的叶片位置如式(7)、(8)、(9)， $V_m$ 是修改后之叶片速率， $V_i$ 是叶片原来速度， $V_b$ 是模拟器之运动速率， $X'_{i+1}$ 是改变后的叶片位置， $X_{i+1}$ 是叶片原来位置， $d_m$ 是改变后的叶片移动距离， $d_i$ 是叶片原来移动的距离。

$$V_m = V_i + V_b \dots\dots\dots (6)$$

$$d_m = d_i + V_b \times \Delta t \dots\dots\dots (7)$$

$$X'_{i+1} = X_i + d_m \dots\dots\dots (8)$$

$$X'_{i+1} = X_i + d_i + V_b \times \text{MU} / 319 / \text{dose rate} \dots (9)$$

在原始叶片控制档案及呼吸运动速度已知的情況下，由式(9)顯示  $X'_{i+1}$  改变后的叶片位置與 MU 值及劑量率有關。在劑量率不變下，MU 值增加，治療時間跟著增加，區段間移動速率降低，因應呼吸運動所改變之距離也變長。若 MU 不變，劑量率值增加，則治療時間縮短，區段間移動速率增加，因應呼吸運動所改變之距離則變短。

檔尾部分有一個 CRC 值，是檔案檢查碼，是依據此檔案內容所計算出來的值，當檔案被更改後其值就會改變，目的是在防止檔案被更

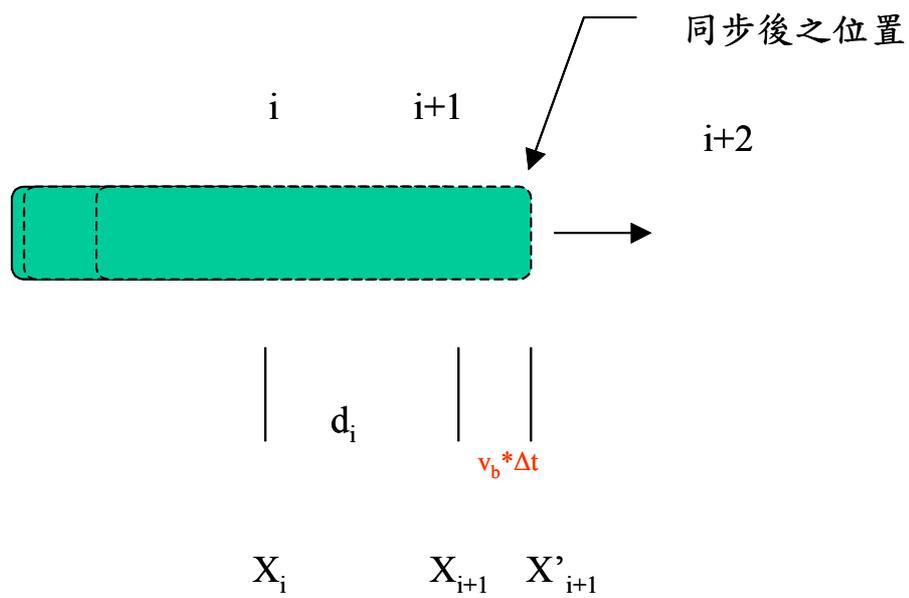


圖 5.12 葉片同步位置之計算。

改及傳輸錯誤而造成不當的治療。原廠文件附有計算 CRC 值的原始程式碼，可以計算檔案修改後的 CRC 值，假如若不以程式來計算 CRC 值，以葉片編輯程式(shaper)將葉片控制檔案載入後，再重新存檔，也可以得到正確的 CRC 值。修改後的 MLC 文件檔被載入 shaper 中模擬時，shaper 程式並不檢查 CRC 值，所以仍可觀看葉片的運動狀況，但是當它被載入直線加速器的 MLC 控制程式中後，MLC 控制程式會做檢查，假若未計算正確 CRC 值就會出現 CRC 值錯誤的訊息。

### **B • 設計實際測試的葉片檔案**

治療技術中三度空間立體順形治療照野是固定不變的形狀，強度調控技術則會改變形狀。研究中我們用三個 slide window 的照野作為測試的對象。一個是從 Eclipse 治療計劃系統中已完成的計劃取出一個 slide window 的強度調控照野；一個是由程式產生的長方形 slide window 照野；另一個也是由程式所產生強度呈三角形的照野。三種照野中長方形照野是用 slide window 技術執行，但是每個 segment 的葉片位置都是固定不變所以看起來就像靜態照野。長方形照野的目的是要在直線加速器上執行時，能夠從控制室的監視器上，看到葉片的移動是否能和呼吸運動模擬器同步。強度分布成三角形的照野是用程式寫出來的葉片照野，其方式是一邊(A side)之葉片先固定在中線處不

動，另一邊葉片(B side)則從照野邊緣處等速率向中線處移動。

當 A side 葉片移動到中線時，換成 B side 葉片不動而 A side 葉片則以等速率向照野邊緣移動，而形成此照野，如圖 5.13 所示是將照野載入 shaper 後由 shaper 所顯示出來的強度分布。

完成後的 DMLC 葉片檔案先用 shaper 載入後，由其 simulation 功能觀察其葉片移動情形，及由 film 功能看其照野中強度分布是否與預期相符合。假如符合後，使用葉片檔案修改程式將三種葉片控制檔案做修改，修改時必須預先輸入 MU 值，直線加速器所用之劑量率及呼吸運動的速率三項參數。我們使用的條件是：直線加速器的劑量率為 400MU/min；照野之 MU 值為 200MU；呼吸運動模擬器之推出時間為 3.6 秒，縮回時間為 3.57 秒；呼吸運動模擬器之推出速度為 0.739cm/sec，縮回速度為 0.744cm/sec。同樣的完成後的檔案也是用 shaper 載入後觀察其運動型態是否會有跟隨呼吸運動的來回移動現象。如圖 5.13 所示是將修改後的照野載入 shaper 後由 shaper 所顯示出來的強度分布。

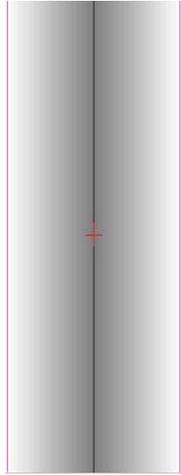
Shaper 是用來設計葉片檔案的一個程式，可以產生新的葉片照野，也可以做編輯，顯示葉片運動及照野強度分布。但是載入的過程並不會檢查檔案中的設定及參數是否會跟加速器的運作條件互相衝

突，所以在 shaper 中未顯示錯誤訊息並不表示一定可以在直線  
加速器中正常的運作，在本研究中主要是用來檢視 MLC 檔案以及存  
成正確的 CRC 值。

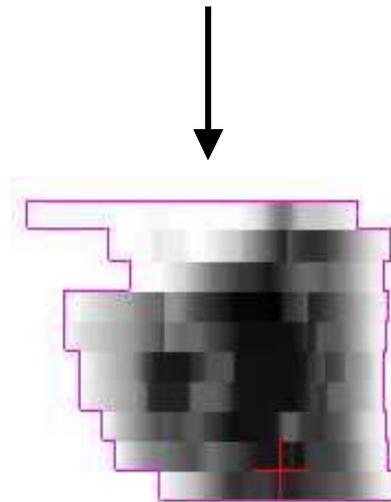
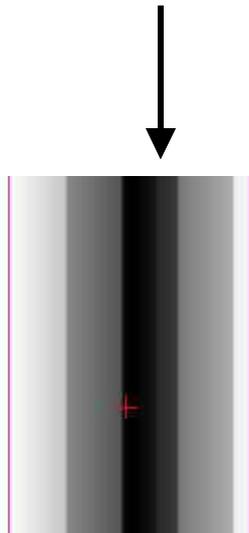
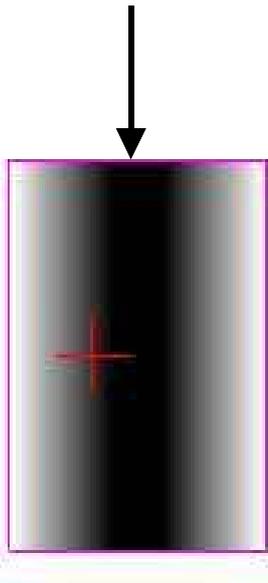
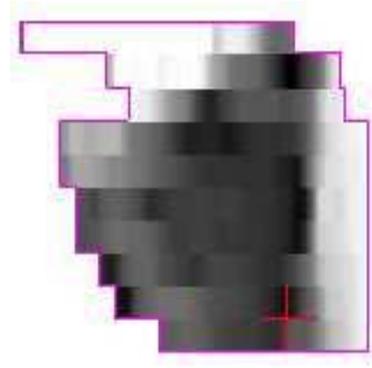
長方形照野



三角形強度照野



治療計劃中的照野



經同步修正後的  
長方形照野

經同步修正後的  
三角形強度照野

經同步修正後的  
治療計劃中的照野

圖 5.13 實驗所用的三種 SLIDE WINDOW 照野，上列為原始強度分布，下列為經同步修正後之強度分布。

## 5.5 在直線加速器上的測試

在完成了呼吸模擬機的運動型態分析，以及 DMLC 葉片檔的同步化以後，將其移至直線加速器做同步化測試及驗證。

### A. 直線加速器輸出劑量率的穩定度測試

因為葉片檔案的修改是以固定的劑量率來修改，所以葉片的運動速度跟劑量率(dose rate)相關，假如劑量率不穩定的話會影響到葉片移動跟呼吸模擬器運動的同步性。所以為了解加速器劑量率的穩定性我們在不同能量下，以一個隨機選擇的 slide window 照野，在機頭角度分別為 0、90、180、270 四種角度給予 600MU 照射，照射過程中由控制台上看劑量率的變化情形，並記錄下完成照射所使用時間，如表 5.2 所示。由表顯示能量為 6MV 時其照射 600MU 所使用的時間在不同照射角度都一樣沒有變化，表示在 6MV 這個能量的輸出劑量率相當穩定，所花的時間皆為 1.25 minute ( $600/400=1.25$ )，這表示即使劑量率或高或低有起伏，但是互相抵銷後使其平均劑量率也是 400MU/min，整體而言對葉片的運動速度影響不大。在照射過程中，控制台上的劑量率顯示其變化約在(+)-4MU/min 之內，變化約 1%(以週期 7.2 秒，振幅 2cm 來計算，對速率的影響約為 0.006cm/sec)。對

10MV 而言，在照射角度是 180 或 270 度時在第一次照射時其時間為 1.26min 比預期長了 0.01min，對平均速率的影響為 0.8%，反映在劑量上的誤差是可接受的。

直線加速器 從 Beam on 開關按下後到劑量率穩定輸出的時間，按原廠的規格是小於 0.2 秒，這麼短的時間，對人而言並不易區分出來。我們嘗試以人為的方式用目視監視器，當呼吸運動模擬器與照野達到同步的位置時，以手按 beam on 開關，觀察兩者是否能同步。從幾次的測試中，結果是可達到預期的同步效果。

6MV

G=0	1.25	1.25	1.25	1.25	1.25
G=90	1.25	1.25	1.25	1.25	1.25
G=180	1.25	1.25	1.25	1.25	1.25
G=270	1.25	1.25	1.25	1.25	1.25

10MV

G=0	1.25	1.25	1.25	1.25	1.25
G=90	1.25	1.25	1.25	1.25	1.25
G=180	1.26	1.25	1.25	1.25	1.25
G=270	1.26	1.25	1.25	1.25	1.25

表 5.2 不同的機頭(GANTRY)角度下的劑量率穩定度測試。

## B · 驗證片測量

剛開始我們將修改過之葉片檔案載入直線加速器上的 MLC 控制系統時出現 gap error 訊息，經檢查後發現葉片原始檔案中只有在照野內的葉片才會移動，在照野外的葉片是閉合不動的，但在經過程式給予一運動速度的修改後，會使原本閉合不動的葉片也會在閉合的情況下做運動。直線加速器葉片控制系統為防止葉片在移動時因距離過近而相撞受損，因此都會設定一個 gap 容許值來排除葉片過於靠近的葉片檔案。所以當修改過的檔案被載入時，由於閉合的葉片也會以閉合 (gap =0) 的狀態運動，因此會顯示錯誤訊息，不會執行此檔案。為了克服此種情況，在改寫葉片位置時必須先檢查所有葉片，將原本閉合不動的葉片保持不變不作修改，只修改原本會動的葉片，如此就可通過控制程式的檢查。

為避免照射時驗證片過飽和，所以我們使用敏感度較低之 Kodak EDR-2 驗證片來做為劑量量測，使用同一盒之驗證片以減少驗證片本質之差異，降低量測誤差。

為了讓呼吸運動模擬器與葉片運動方向一致，我們將 Gantry 設在正上方 0 度；collimator 設為 0 度；couch 轉 90 度，將呼吸運動模擬

器平放在 couch 上調整方向使得壓克力平台之運動與葉片運動方向一致。調整 couch 高度使得壓克力平台在直線加速器等中心點之高度，將進氣管接上空氣壓縮機並接上電源，如圖 5.14 所示。

為了先確定葉片的運動是否能跟呼吸運動模擬器的運動同步，我們用經過同步化修改的長 10 公分寬 4 公分的長方形 slide window 照野(320 個 segment 的葉片位置是一樣的)作為觀測對象。使運動平台縮回最近處後將一張紙平貼在壓克力平台上，先在 MLC 控制電腦上開出上述照野後將加速器照野燈光打開，沿著長邊邊緣用簽字筆畫出兩條比邊長長的照野參考線。打開開關使呼吸運動模擬器開始運動後，退出治療室並在控制室中調整攝影機使得從監視器上能清楚的看到燈光照野及白紙上所畫的兩條參考線。此時因為呼吸運動模擬器持續在運動，而照野因為尚未 beam on 所以是固定不動的，所以參考線與照野邊緣一個會動一個不會動，兩者可以很清楚辨別。在加速器控制台上輸入程式修改葉片檔案時所用的劑量率(400MU/sec.)及 MU 值(200MU)後，注視著監視器上呼吸模擬器的運動，當照野邊緣與參考線對齊時(同步化)按下治療開關。此時原本不動的葉片在 beam on 後所投射的照野會跟著參考線運動。觀察照野的運動與參考線的運動是否能同步，如圖 5.15 所示。



圖 5.14 在直線加速器上的測試

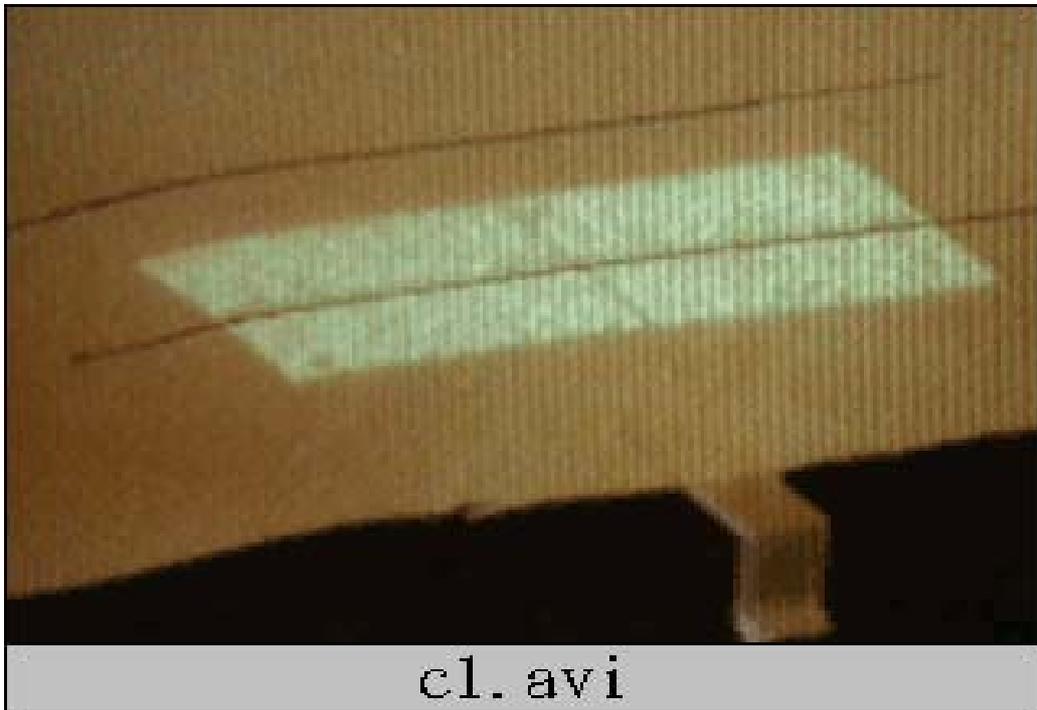


圖 5.15 在控制室的監視器上測試同步的結果

在確認照野的運動能與參考線的運動同步後，關掉呼吸運動模擬器使運動停止。取下壓克力板上的白紙後換上固態水假體及 KODAK EDR-2 驗證片，並在驗證片上以針尖作中心線之定位記號。蓋上 1.5 公分厚的固態水假體，至控制室載入未經修正的長方形照野，在驗證片不動葉片未做運動修正的情況下給予 200MU 照射，完成後換上另一張驗證片，以同樣的擺設方式，不同的是這次啟動運動模擬器讓驗證片做往返之移動，以同樣的葉片檔給予 200MU 之照射。完成照射後換上另一張驗證片重複前述之擺設，換上經過同步運動修正的葉片檔，後在假體上貼上一張白紙，如前述步驟般在最低點處畫上參考線，以 400MU/min 劑量率給予 200MU 值在同步時給予照射。同樣的我們針對三角形強度分布照野及取自電腦治療計劃系統的強度調控照野，也照射同樣條件的驗證片個一組。

就長方形照野而言，用上述的方法照了下列幾種驗證片作為比較：原始的靜止長方形照野在呼吸模擬器不動的情形下照射、原始的靜止長方形照野在呼吸模擬器運動的情形下照射、修改後的運動長方形照野在與呼吸模擬器同步運動的情形下照射三種驗證片。除此之外為進一步了解在頻率一樣但有相位差的情況下，對劑量分布影響的大小，我們也在以些微的相位落後情形下、落後 1/4 週期、落後 1/2 週期的情形照射了驗證片作為相位差對劑量分布影響分析。

為了做劑量分析，我們用同一盒的驗證片，分別在固態水假體中給予不同的劑量，以取得黑化度與劑量的關係圖，做為劑量轉換曲線，如圖 5.16 所示。

將照射後之驗證片以洗片機沖洗出來。圖 5.17 所示是長方形照野照對 EDR-2 驗證片照射後的強度分布，圖中 A 是原始檔案在呼吸模擬器不做運動的情形下照射的結果；圖中 B 是原始葉片檔案在呼吸模擬器做運動的情形下照射的結果；C 是修改後葉片檔案在呼吸模擬器做運動的情形下照射的結果。圖中 A 的強度分布是一個邊緣清晰的長方形，圖中 B 的強度分布由於在照射時驗證片一直在做往返運動，但葉片並未跟著移動，所以已經不是長方形，而是邊緣呈現大幅度的擴散圖形。圖中 C 在葉片檔案經過修改後，葉片會跟著驗證片同步做運動所以其強度分布仍然是一個長方形，只是由於葉片運動跟驗證片的運動仍有少許誤差所以跟圖 A 比較起來邊緣處的清晰度稍微差了些。圖中 D, E, F 是模擬不同步時相位些微落後時所照出的驗證片，由於已經不同步了所以照野邊緣也已擴散開來，與原始照野有明顯之差別。圖中 E 是刻意讓其在相位落後 1/4 週期時予以照射所得到之驗證片劑量強度分布，當驗證片移動到頂折回時葉片葉移動到一半的距離處，所以其照野邊緣呈現大幅度之擴散，其程度比未做修正時還糟糕。圖中 F 是刻意讓其在相位落後 1/2 週期時予以照射所得到之驗證

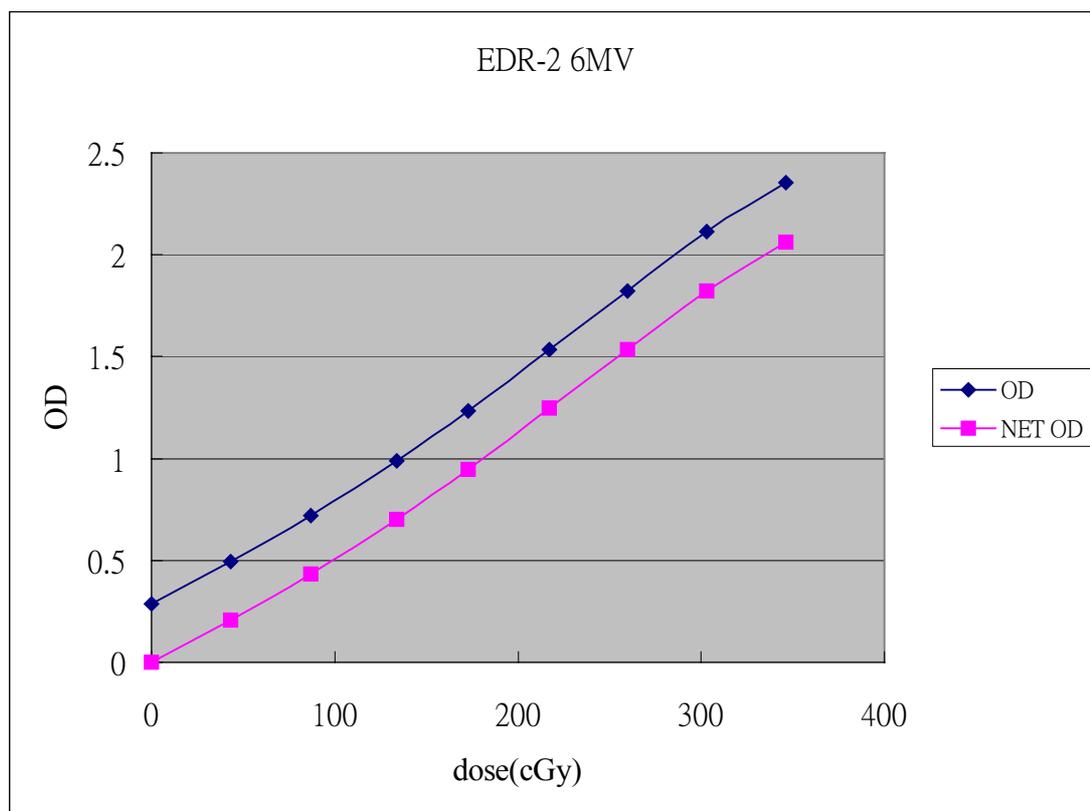


圖 5.16 KODAK EDR-2 驗證片之劑量與黑化度關係曲線。

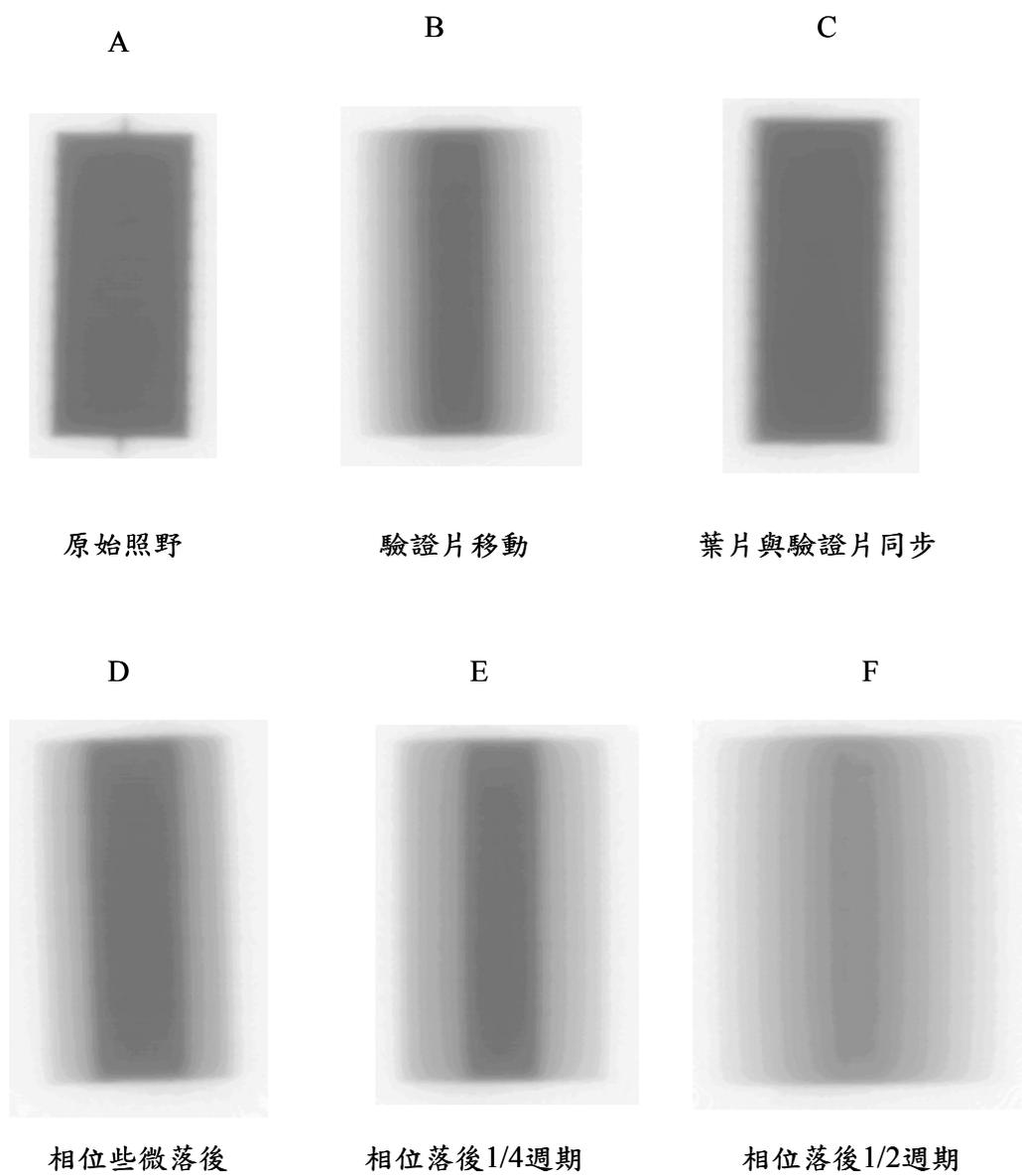
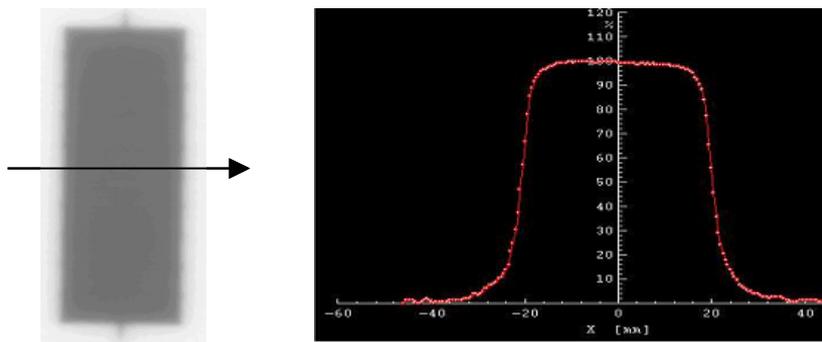


圖 5.17 長方形 SLIDE WINDOW 照野在各種情況下所照射之驗證片

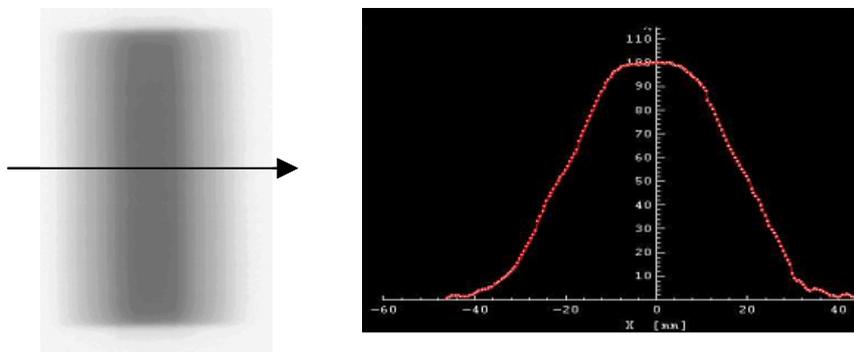
顯示出各種劑量強度分布

片劑量強度分布，由於是在驗證片推出時葉片做縮回運動，其照野邊緣呈之擴散程度與 E 類似。由此可見這項同步技術，同步化如果理想的確可以修正呼吸運動的誤差，但是如果未能同步則可能比未做同步修正時有更差的結果。

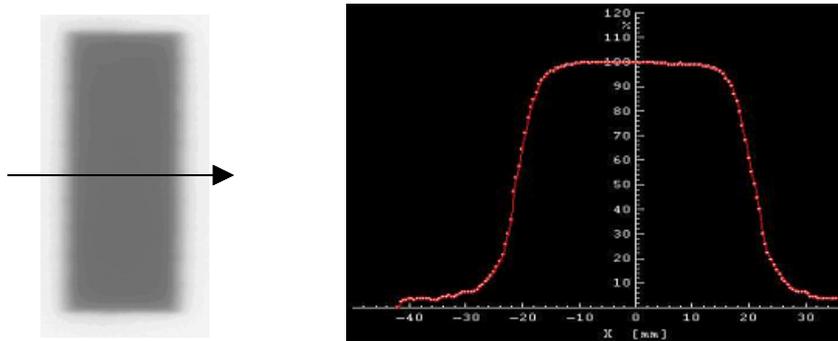
我們將驗證片用底片雷射掃描儀(laser film scanner)掃描後，取中心軸繪出其劑量剖面圖(profile)來做劑量分布差異比較，圖 5.18，5.19。圖 5.20 所示是將驗證片由 film scanner 掃描出之橫向強度分布剖面圖，由圖中之曲線可以看出三張驗證片的強度分布差異，未經同步化修正的照射其驗證片劑量分布曲線在邊緣處會明顯拉平使梯度下降而增加半影區之大小。經過同步化修正後，其劑量分布曲線已經相當接近原來的劑量分布曲線。如果再將刻意做有相位差的不同步照射之劑量分布曲線加入的話(圖 5.21)，可明顯看出在當相位差超過 1/4 週期時其邊緣劑量梯度更小，半影區更大，比未經同步修正還糟糕。相同的將三角形強度分布照野之驗證片經沖洗及掃描後，其圖形如圖 5.22 所示。驗證片在移動中所照出來之強度分布與原始強度相差很大，在經過同步化修正後所照的驗證片，其強度分布與原始分布已相當一致。驗證片經過掃描後的剖面圖(圖 5.23)顯示修正後的結果已近似原來的形狀。



Film靜止

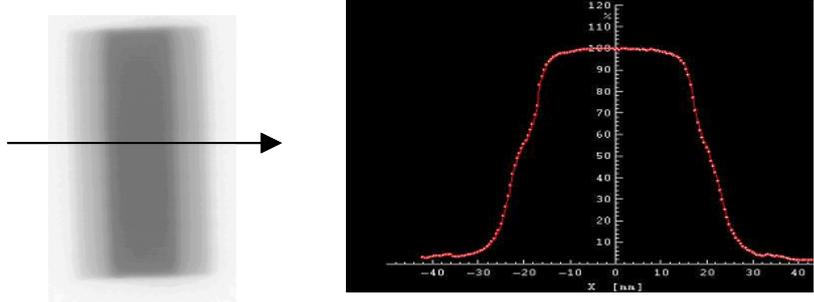


film運動

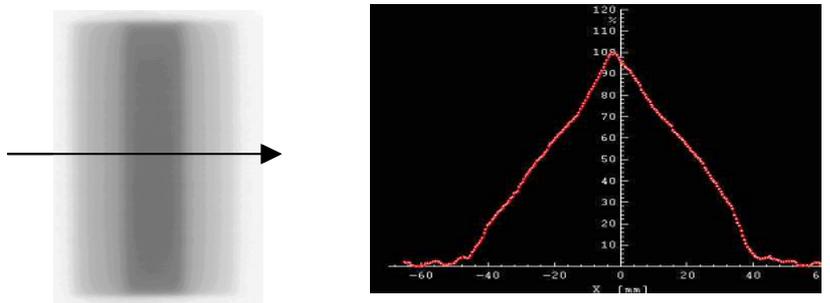


film運動leaf 同步修正後

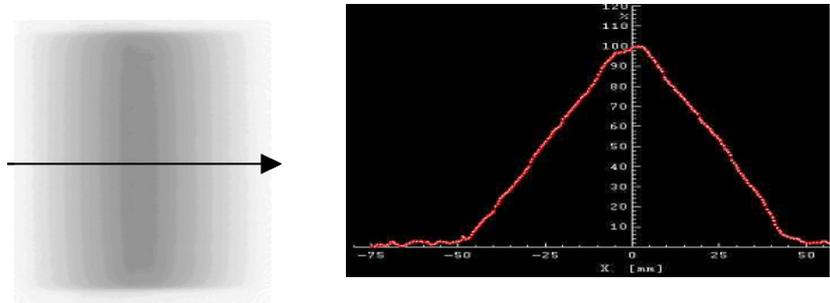
圖 5.18 長方形照野驗證片及劑量剖面圖，箭頭直線為剖面圖之路徑。



同步修正相位些微落後



同步修正相位落後1/4週期



同步修正相位落後1/2週期

圖 5.19 長方形照野驗證片及劑量剖面圖，箭頭直線為剖面圖之路徑。

由治療計劃系統所取之照野，其經同步化後之結果與原始之分布圖形也是無明顯差異如圖 5.24。圖 5.25 為取其剖面曲線比較其差異在梯度之處比較明顯。由於此臨床使用之照野其整個平面之強度分布是不規則的，所以為了解經同步化後與原始照野其整個平面劑量分布之差異，我們也做面之等劑量曲線分析。圖 5.26 為將驗證片由 film scanner 掃描出面之等劑量曲線分布圖比較，兩張驗證片的曲線的差異約在在 3%及 3mm 的範圍內，這與臨床的強度調控放射治療誤差容許值近似。

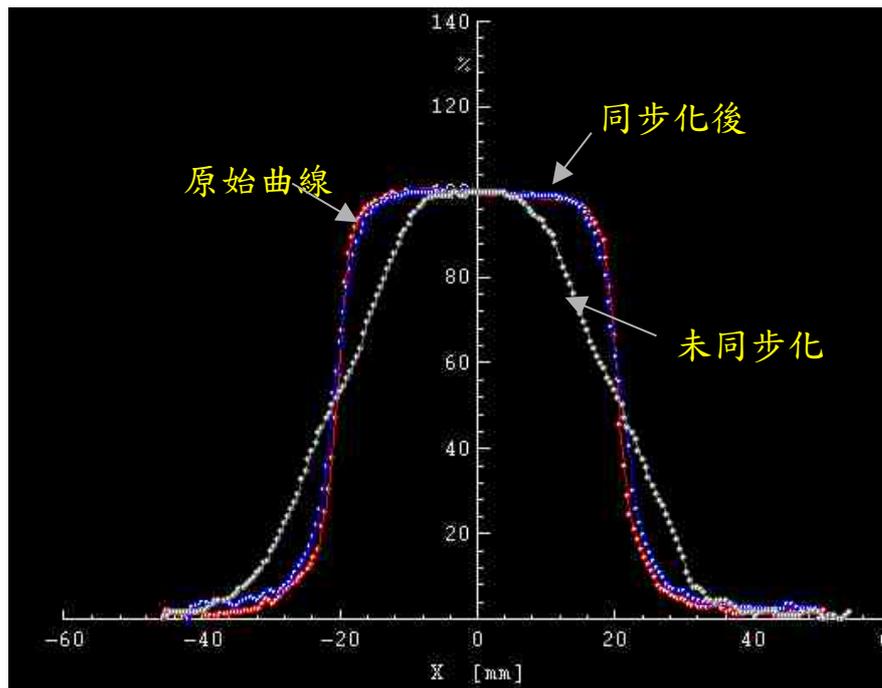


圖 5.20 長方形照野之劑量剖面圖。

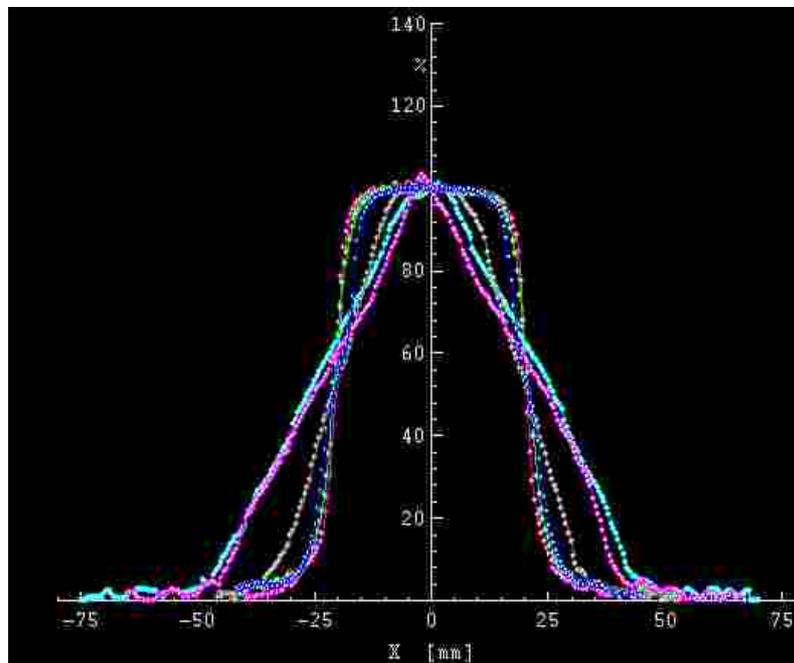


圖 5.21 長方形照野在各種情形下之劑量剖面圖。

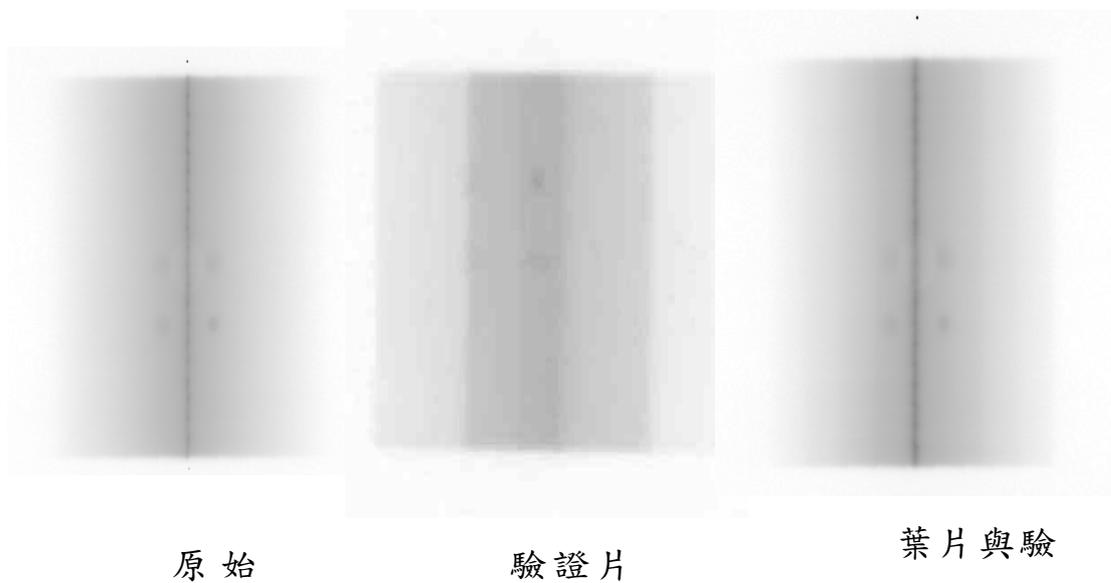


圖 5.22 三角形形照野驗證片之強度分布。

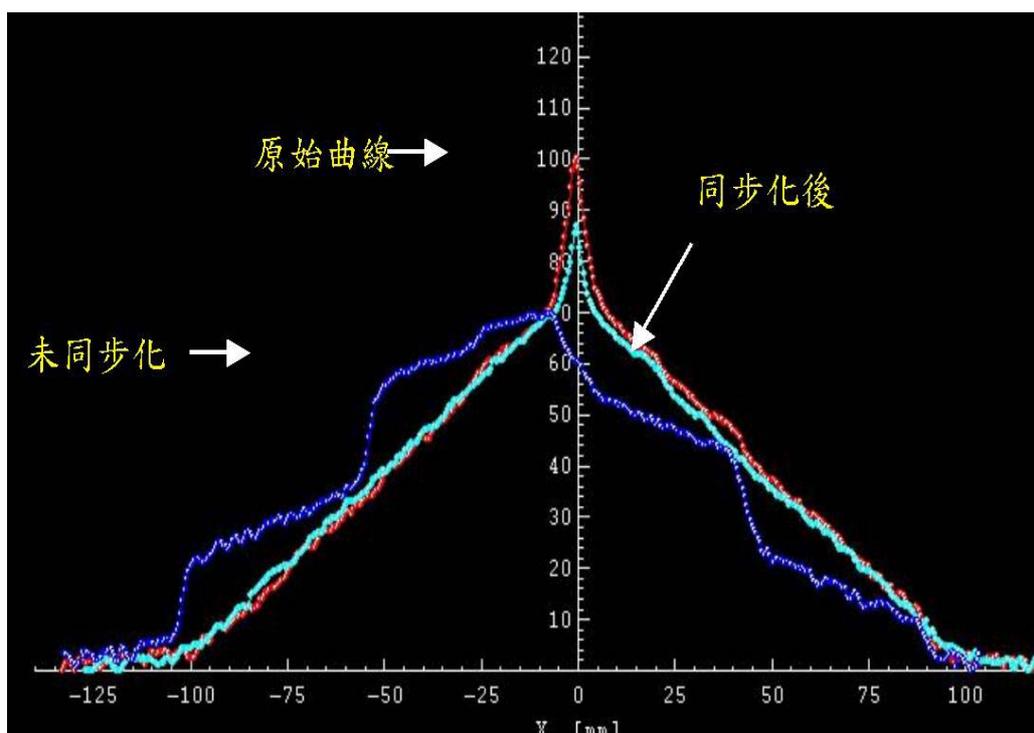


圖 5.23 三角形形照野驗證片之劑量剖面圖。



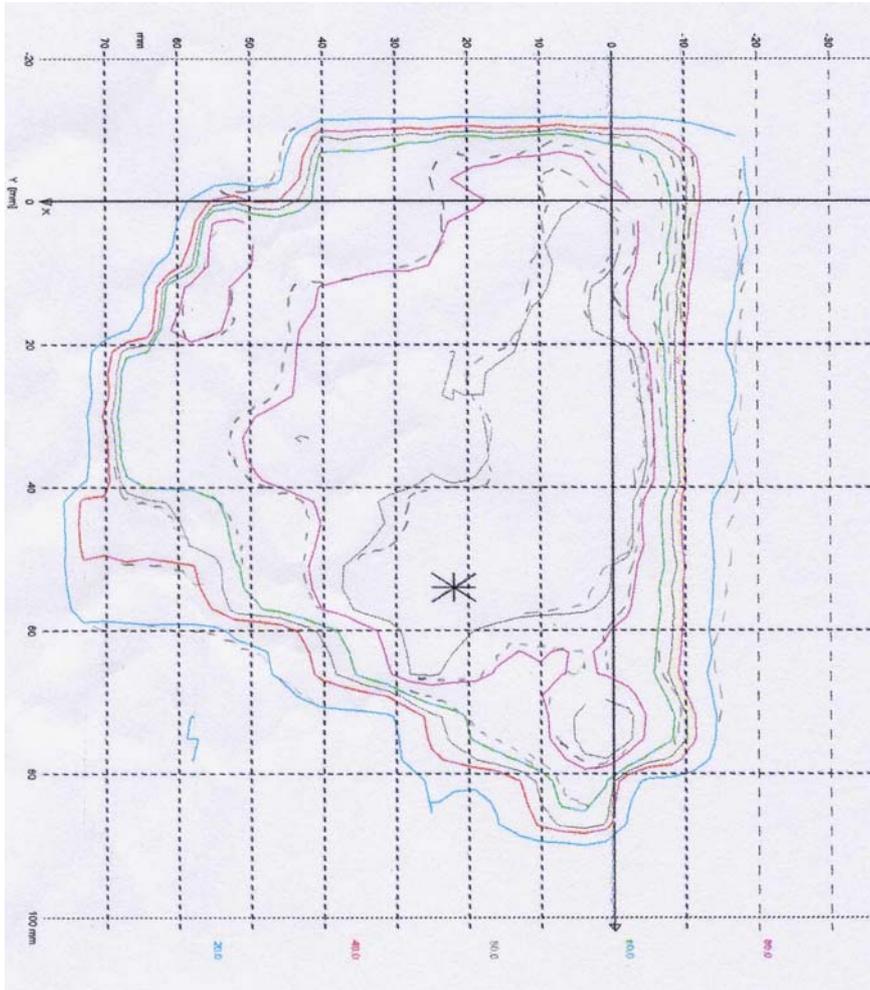


圖 5.26 強度調控照野驗證片之等劑量曲線分布圖比較

為了更進一步了解呼吸運動對劑量的影響及經同步修正後的劑量變化，我們針對 10×4，10×10 及一個由治療計劃取出之強度調控照野，用 PTW pinpoint 游離腔在固態水假體中做點劑量量測。測量點如圖 5.27 所示，深度為 7.5 公分，其中強度調控照野有 7 個測量點是為了要比較在不同強度變化處之差異。測量之結果列表於表 5.3。

對 10×10 照野而言，其寬度比假體運動距離(約 2cm)大很多，因測量點在中心處雖然假體運動但測量點總是在照野中所以對該點劑量幾乎沒有影響。但是對 10×4 照野而言，其測量點離照野邊緣只有 2 公分，當假體運動時有部分時間測量點是處於照野邊緣，因此其劑量會偏低，只有原來的 0.75 倍，在經過葉片同步修正後劑量與原來相同。

對強度調控照野中的 7 個測量點而言，由於照野中有不同強度變化，其在假體運動時劑量大部分偏低，其分布從 39%到 109%，最大誤差達 61%。在經過葉片同步修正後劑量回復到與原來相當接近從 100%到 103%最大誤差只有 3%，這樣的大小與強度調控所要求的 3%誤差容許值有相同等級。再仔細分析未做同步修正時測量點位置與誤差大小的關係，其中測量點 5 和 7 誤差較小，其位置是在強度變化較小之處，在這個位置上其旁之強度接近，所以雖然假體會移動，但是不會造成太大的劑量變化。相對的其他幾個點位於強度變化較大之處，所以當假體一運動就使該點之劑量產生劇烈變化，尤其是測量點 4 位於照野邊緣變化最大。呼吸運動對強度調控治療技術的影響是一個複

雜的問題<sup>28-33</sup>，在後續的研究中我們將再進一步探討。

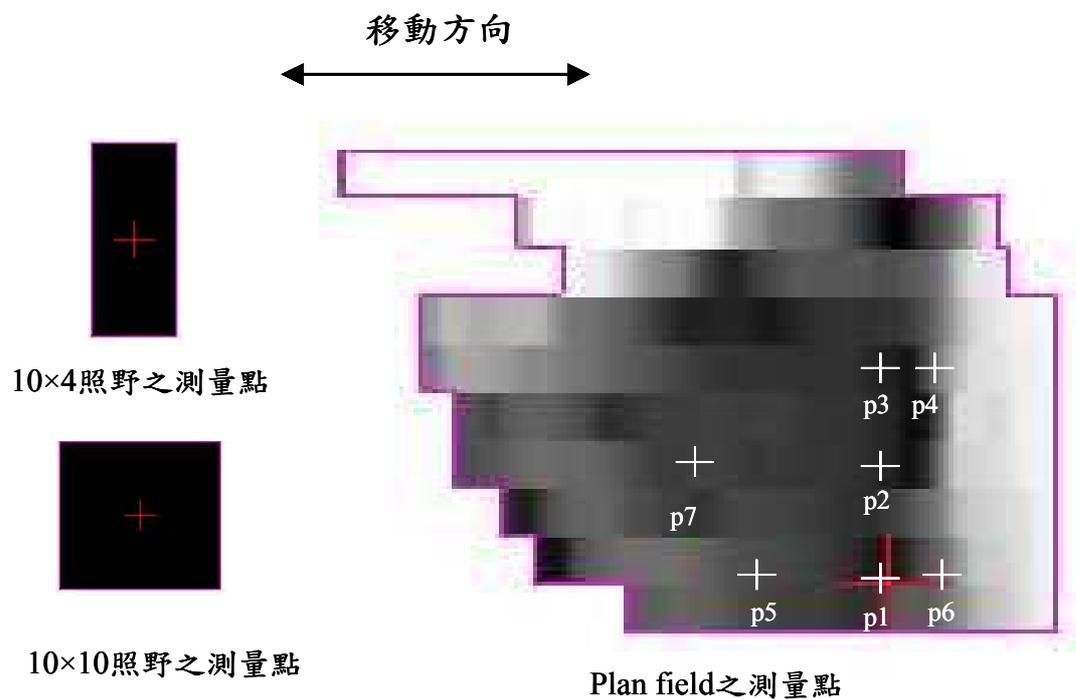


圖 5.27 點劑量之測量。

	static	moving	synchronized
rec10	1	1	1
rec4	1	0.75	1
plan field p1	1	0.54	1.03
plan field p2	1	0.39	1.00
plan field p3	1	0.43	1.01
plan field p4	1	0.37	1.01
plan field p5	1	1.09	1.01
plan field p6	1	0.42	1.00
plan field p7	1	1.03	1.01

表 5.3 各測量點之劑量差異。

## 5·6 病人的呼吸控制

### A· 視覺呼吸導引系統的設計

由呼吸模擬器所產生的運動因為是由機械所控制，所以可以做出規律穩定的週期運動，但是在臨床上病人對呼吸的自主控制並不能達到規律的要求。為了克服這個問題我們以呼吸導引的方式訓練病人控制呼吸。呼吸導引大部分是以聲音的方式來引導病人，但會因人對時間感之差異而有不同。我們設計一個程式可以依吸氣吐氣的時間秀出一個規律的運動波形(圖 5.28)，透過投射機把在電腦上的的運動波形投射在模擬攝影室的天花板上。透過目視天花板上的運動圖形，躺在 couch 上的病人可以跟著圖形做吸氣吐氣的動作，電腦也可以依病人之呼吸配合情況適度的調整吸氣及呼氣之時間。這種方式可以讓病人保持比較規律的呼吸，以達到與葉片的運動同步的目的。

### B· 由 RPM 系統監測並分析病人呼吸波形

如圖 5.29，為了要評估呼吸導引的成效我們使用呼吸追蹤系統

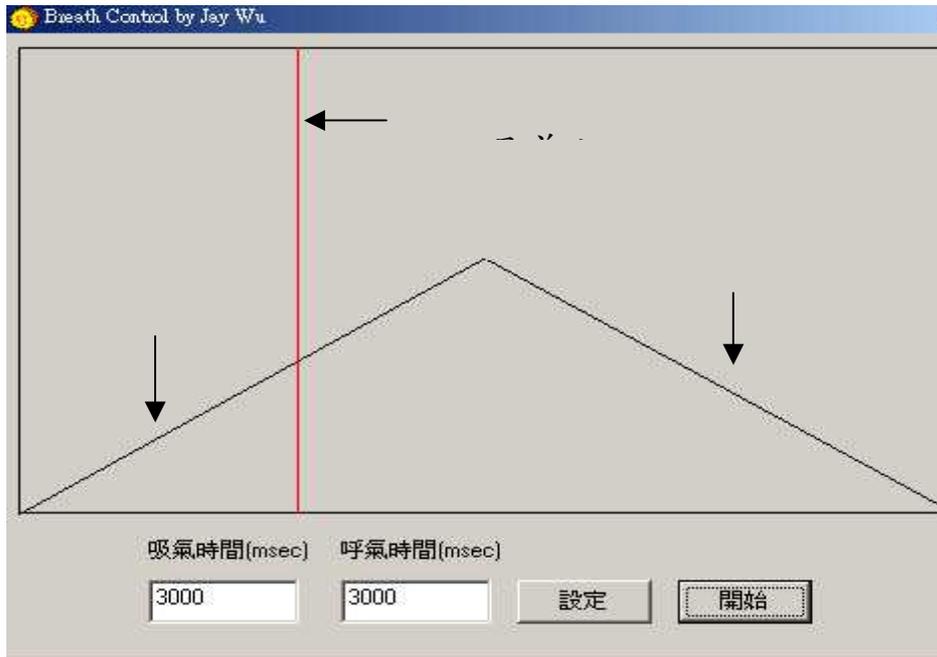


圖 5.28 引導病人呼吸之波形。

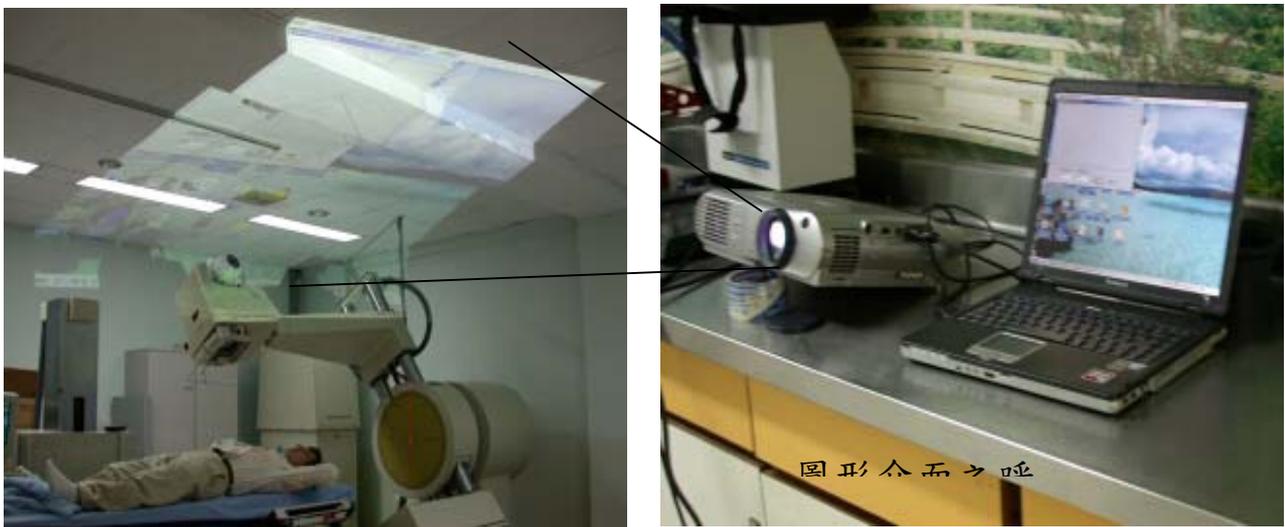


圖 5.29 引導病人呼吸之操作。

(RPM)來評估此方法之成效。將紅外線反射方塊放在病人胸前起伏明顯之處，當病人看著天花板上的動畫在做跟隨呼吸時用 RPM 系統紀錄下其呼吸波形。將此波存檔後再用 EXCEL 軟體分析檔案中的資料來評估導引呼吸的效果。圖 5.30 是直接由 RPM 系統螢幕直接擷取的圖形，雖然圖形某些地方不是很平整，但是整體來看在波形週期及振幅的一致性來看是相當接近。為做進一步的量化分析，我們把 RPM 的檔案用 excel 軟體來做結構分析，並從其中的數據找出呼吸的週期及振幅。先將檔案各數據列做圖形分析，先觀察其特性再與呼吸訓練時所用的條件做比較，找出其對應的關係。圖 5.31 所示是經比對後所確認出的幾項參數，包括位移量、時序及每秒取點數目。

由檔案中的時間及位置關係繪圖後如圖 5.32 所示，圖中可以很明顯看出振幅的變化，在開始及結束階段變化較明顯其差異最大處約為 3mm。為更清楚的分辨週期的變化，先由位移量數列中把每個週期中的極大值，極小值(波峰、波谷)及其間隔時間擷取出來做週期分析。圖 5.33 所示是分析的結果，圖中顯示波峰波谷的間隔時間約為 1.5 秒，其變化量在開始及結束前變化較大，最大約為 0.4 秒，相對的在中間那一

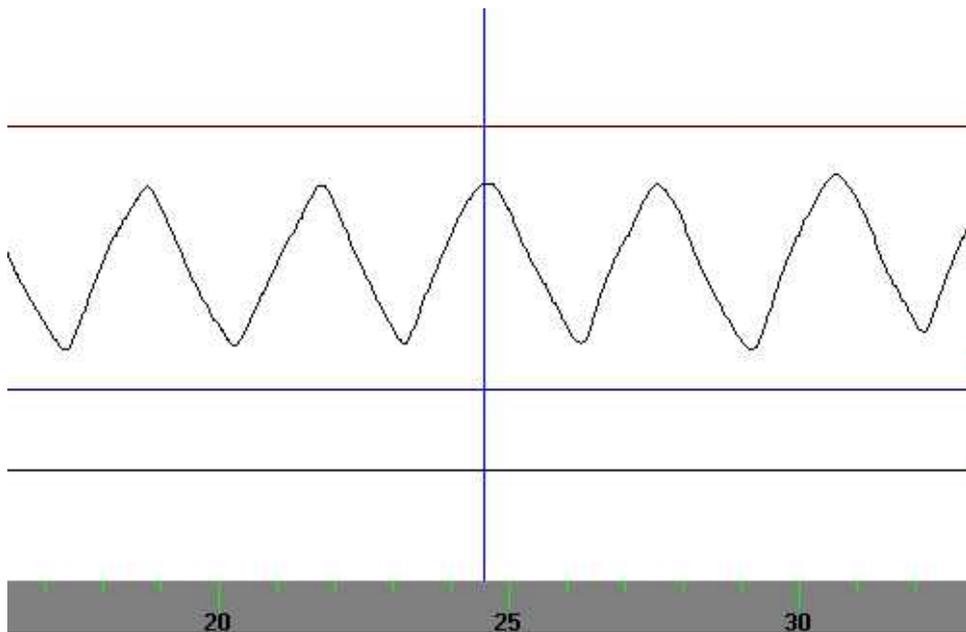


圖 5.30 由 RPM 系統所紀錄之引導後病人呼吸之波形

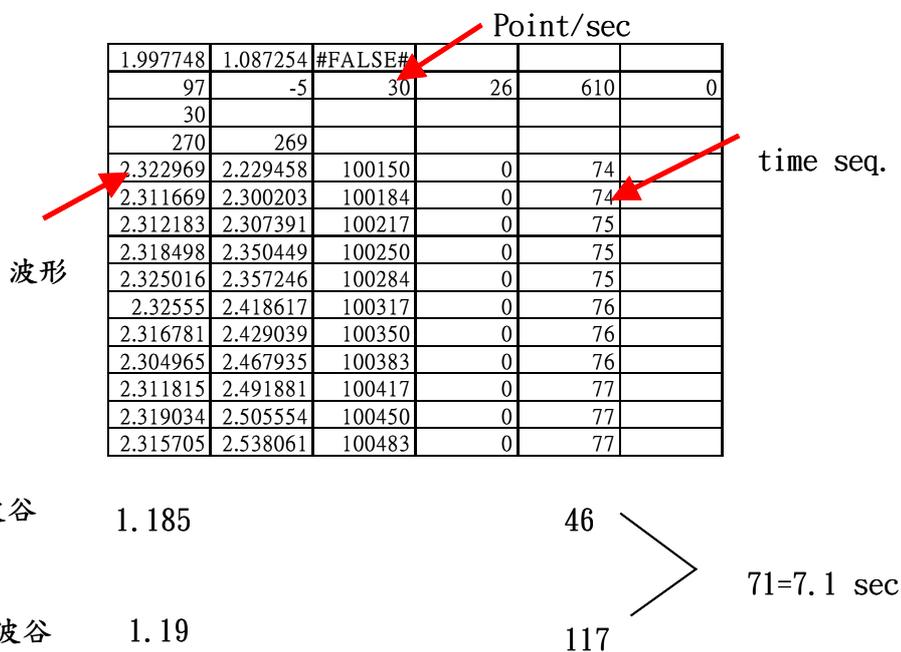


圖 5.31 由 RPM 系統所紀錄之檔案做波形分析。

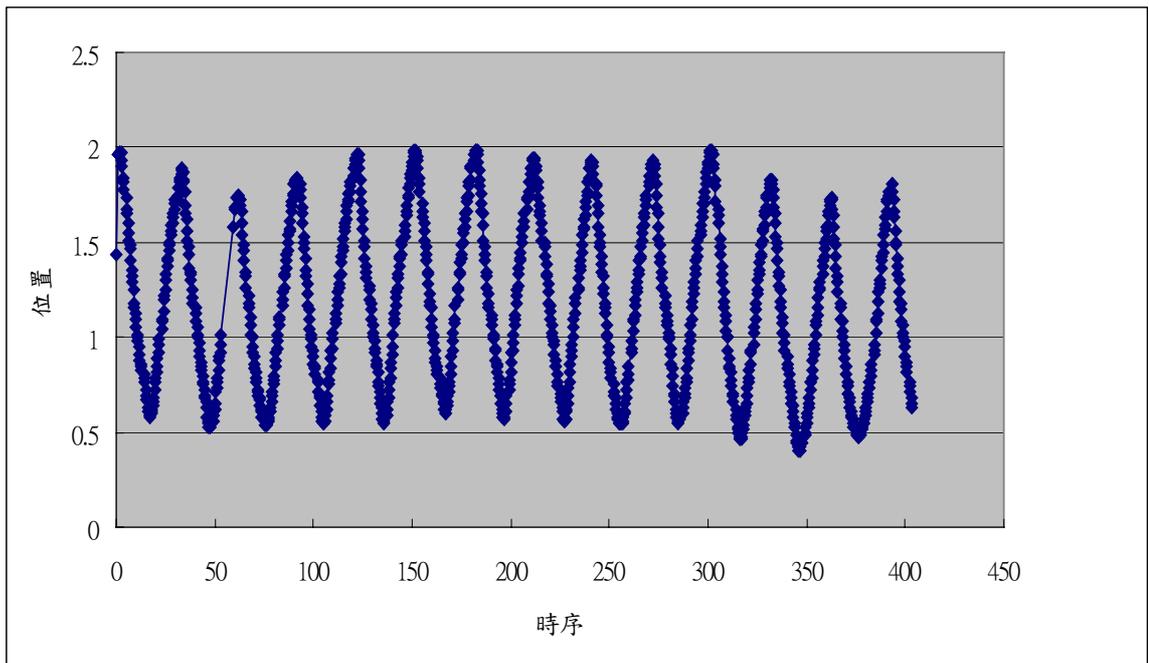


圖 5.32 經圖形呼吸導引引道後之呼吸波形。

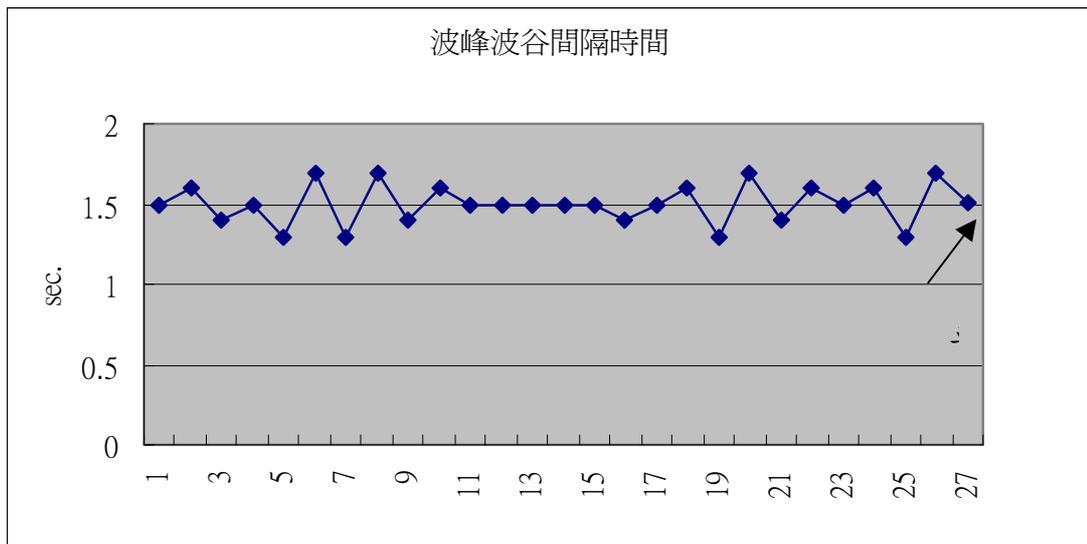


圖 5.33 波峰波谷間之半週期分析。

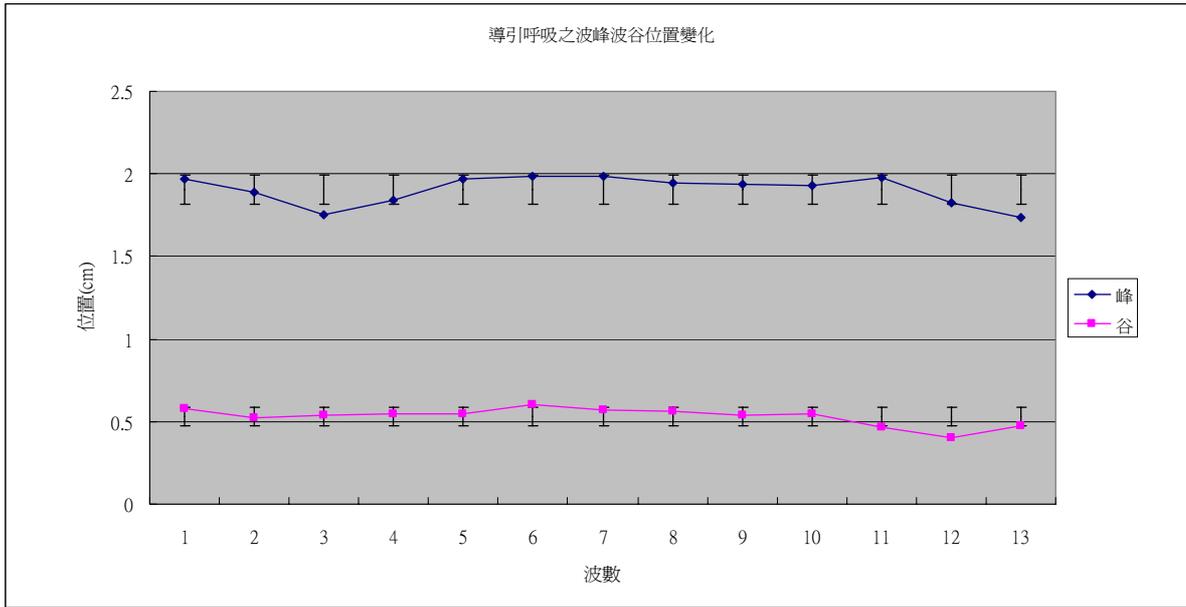


圖 5.34 波風波谷間之振幅分析。

段比較穩定都是 1.5 秒。圖形中最後一個數據點是平均值約為 1.5 秒。電腦所設定的波峰波谷間，是 1.5 秒去這樣的跟隨結果顯示單一週期的呼吸在時間的長短上會有些許差異但是整個過程的平均值是跟電腦的預設值是一致的。圖 5.34 是將波峰波谷位置分別做統計後繪圖觀察其變化情形。波谷代表吐完氣之位置，波峰代表吸飽氣之位置，一般而言吐完氣勢降肺部之空氣吐完變化幅度較小，其標準偏差為 0.054cm；相對的吸飽氣之位置與吸氣用力程度有關越使力吸進越多空氣位置越高，變化幅度較大，其標準偏差為 0.088cm。

## 5.7 討論

### A. 葉片控制系統

直線加速器的葉片控制系統，基於安全考慮及本身的機械特性，因此會對載入葉片控制器的葉片檔案做檢查，假如違反其限制即無法執行治療。研究中修改檔案的程式並未對修改後之檔案做與控制器一樣完整的檢查，所以修改後之檔案必須事先在直線加速器上執行以確認檔案是否有違反葉片控制器的限制。

## B • 呼吸的引導控制

我們目前使用波形圖形來引導病人做規律性的呼吸，就頻率而言從我們的實驗資料分析，是可以吻合的。但是就振幅而言，病人平自覺控制仍會有約 3mm 的起伏空間，雖說加以多次的訓練後可以改善這種現象，但依舊是個不可預期的變數。把 RPM 系統加入呼吸導引中，使用此系統及時追蹤病人的呼吸軌跡，同時將其訊號再接到病人前面，讓病人可以看到自己的呼吸狀況，藉以調整呼吸之幅度，這樣的方法將可以使呼吸幅度保持較好之一致性。由於放在人身上的紅外線反射方塊的運動幅度及方向和人體內之器官運動幅度與方向並不相同，腫瘤因呼吸所產的運動方式必須透過 X 光透視分析才能獲得。因此呼吸導引訓練的目的在使人的呼吸週期與投射的波形一致並使幅度一致，以達到葉片運動與呼吸的同步。

在臨床上從 X 光透視中觀察呼吸運動，橫隔膜的移動看得比較清楚，其他軟組織及腫瘤並不容易分辨，改善的方法是在腫瘤處植入載 X 光中可見的標記，才能明確追蹤腫瘤位置。

## C • 臨床問題的處理

我們的方法是讓病人經由呼吸導引訓練與測試來選擇一種適合的

波形作為同步的波形，然後將葉片修正成與此波形同步，在治療時病人的呼吸也必須跟選擇的波形同步，透過此種間接的方法讓葉片與腫瘤同步運動。所以此種技術要應用在臨床上就必須病人呼吸控制得好，加速器之劑量率必須穩定，在這兩者都順利的情況下才能達成準確之治療。但是在臨床上的情況未必能儘如人意，加速器有時會不穩定或當機，病人也許會有呼吸紊亂，碰上這種情況時必須要有處理的對策。

- 來自直線加速器的變數

在治療中當直線加速器當機使治療中斷時，其處理可分為兩部分。對於 3D 順形治療而言，由於其照野是靜態照野，原始葉片檔案的葉片位置是固定的，所以葉片的移動只是做呼吸運動之補償。治療中斷後只需要重新在起始點(同步程式中預設之同步點)處重新做同步治療，將未治療之劑量給完即可，不必要從中斷時之呼吸位置開始治療。對於經過同步修正後之強度調控(slide window)照野而言，其葉片之移動除了包含呼吸運動之外還包含了原本的強度控葉片位置之變量，因此當治療中斷後一定要在中斷時之呼吸位置處接續治療才能使呼吸同步修正及強度分布與未中斷之狀況相同以維持劑量分布的正確性。在直線加速器中雖有接續中斷治療之功能(partial treatment)，但是中斷後繼續治療之同步點仍必需選在中斷之處開始，

才能使葉片運動與腫瘤運動同步。但是臨床上並無法紀錄下治療中斷時之呼吸相位，即使得到了正確相位但是要用人工方式在該相位繼續治療也有其難度不易抓到正確之相位。處理的方式是把未經同步修正之葉片檔案經由程式修改在治療中斷處由波谷處(吐完氣)做同步修正，修正後之檔案在傳至加速器用接續中斷治療之功能(partial treatment)餘波谷處予以同步照射。

- **治療中呼吸突發的改變**

對於病人在治療運動中突發的呼吸改變例如咳嗽或呼吸不順，會使得呼吸無法與葉片同步。假如保守的考量可立即中斷治療，再用 partial treatment 之功能，等病人呼吸穩定後再繼續治療。若是情況不嚴重，在微幅起伏後病人仍能跟上導引波形的話，仍可繼續治療。對於這種突發的呼吸改變在其他方法中如 DIBH 也存在同樣的問題，對 gating 技術而言劇烈的呼吸變化亦會影響其劑量準確性。

#### **D • 劑量剖面(dose profile)的分析**

針對臨床上的使用，照野的特性中有三個常被用來做臨床上的分析，如圖 5.35 所示。一般所謂的照野邊緣依其定義，指的是照野中心點劑量的 50%處所形成的邊界，例如 10 公分寬的照野即是指 50%劑量處的寬度是 10 公分。

半影區指的是照野中心點劑量的 80%到 20%處的寬度，半影區越小，對正常組織的傷害較小，反之則傷害越大。例如臨床上的光子刀技術，它的特性之一就是有較小的半影區，可以降低緊鄰在治療區的危急器官的劑量。所以一個良好的射線照野應該有小的半影區。

在臨床上對於劑量的給法一般是以多少體積的腫瘤接受了多少比例的劑量來做評估。例如治療計劃中讓 95%的 PTV 體積接受處方劑量，或者 100%的 PTV 體積接受了 95%的處方劑量。因此假如欲使 PTV 能接受到不小於 95%的處方劑量，在照野的使用上就必須讓照野中 95%強度的範圍涵蓋住整個 PTV，否則會有劑量不足的情況發生，如圖 5.36 所示。

治療中持續做自由呼吸運動，對順形治療而言會使照野邊緣的劑量梯度變小、半影區變大、照野內平坦區縮小。把以上實驗中各種情況下長方形照野(原始照野、film 運動之照野、葉片做同步移動、同步時有相位差)之驗證片，用雷射底片掃描儀掃描後用劑量分析軟體做分析，紀錄下半影區、50%寬度、95%寬度之大小，列表於 5.4。

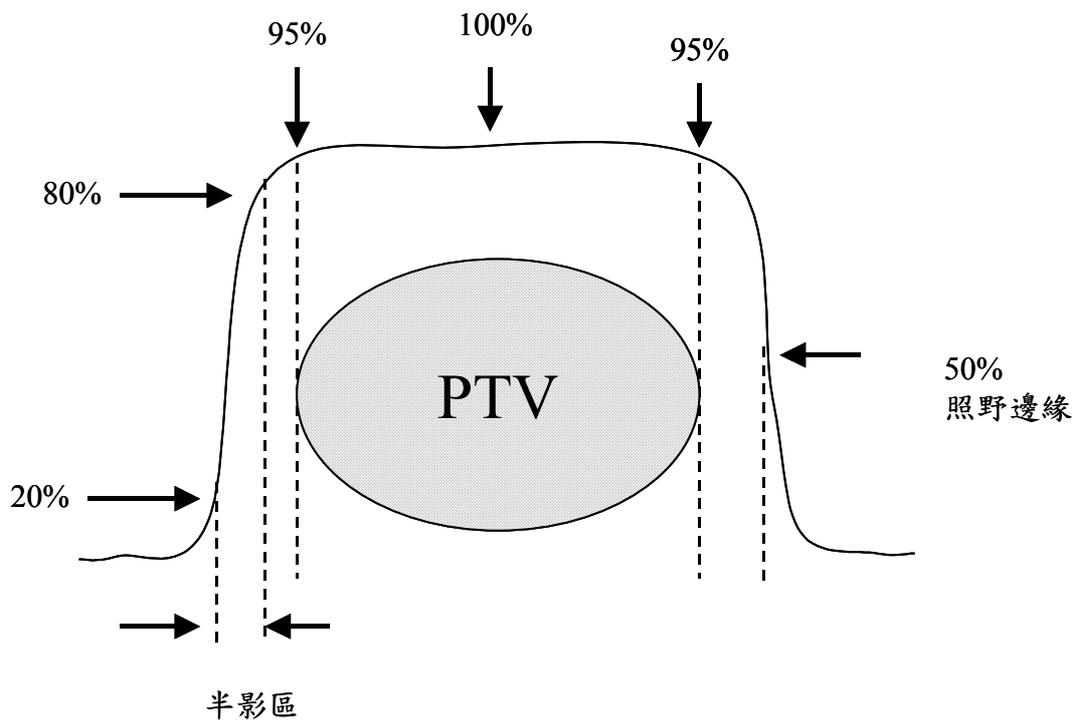


圖 5.35 臨床上常用的照野參數定義。

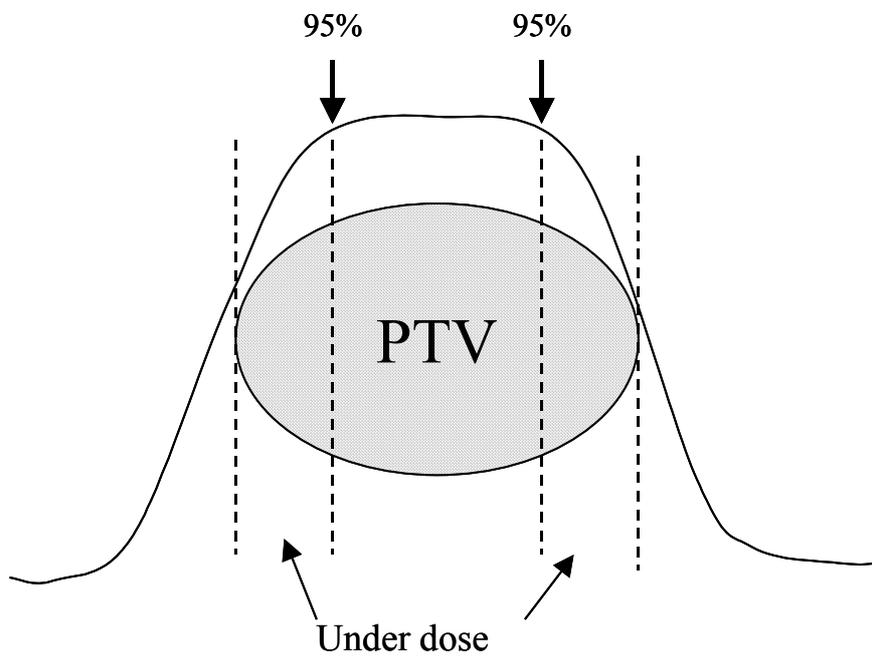


圖 5.36 照野邊緣劑量梯度變小會有劑量不足情形

當驗證片不動葉片也不動時，所照的原始照野其半影區約為 3.8mm 左右。當驗證片運動而葉片不做同步運動時，照野邊緣因底片持續運動而模糊，其半影區增加為 15mm，比原始照野大了約 11mm。驗證片之運動幅度約 2cm，照野寬度 4cm，照野中間因寬度夠大而未受影響。

當葉片與驗證片做同步移動後，其半影區由 15mm 降為 5mm 左右，比未做同步修正時少了 10mm，顯示葉片同步的技術能有效的降低呼吸運動所產生的半影區的大小。其半影區雖降低，但仍比原始照野大了約 1.5 mm，這主要是由於呼吸模擬器的運動並非線性運動(葉片模擬線性運動做同步修正)，與葉片之同步仍有誤差存在，尤其是在推出到頂要縮回時，由於要做反向運動，機械反應會有遲滯現象所造成，另一個因素是人工之 beam on 時機也存在著微小誤差。

當同步相位刻意作微幅落後時，可以發現半影區開始增加為 8mm。這種情形下葉片運動之頻率及振幅雖然與驗證片一致，但因相位落後所以當驗證片移動到頂點開始做反向運動時，葉片仍舊保持原來之運動方向，以致葉片照野邊緣與原先驗證片上之照野互相錯開，形成照野邊緣模糊。

如果把葉片之同步刻意落後 1/4 週期，當驗證片到達頂點開始折

返時，葉片才移動到  $1/2$  振幅處，錯開之幅度加大使得驗證片上之模糊區加大，半影區大幅增加到 28mm，幾乎是未修正時之 2 倍。由此可知本研究之同步方法假如正確同步的話，幾乎可消除呼吸運動所造成的額外半影區，但是如果同步時之相位誤差太大的話會造成比未做同步修正時更差的結果，產生更大的半影區。

再進一步使葉片同步落後為  $1/2$  週期，此種情況使驗證片與葉片之運動方向剛好相反，其半影區約為 27mm，與落後  $1/4$  週期時差別不大，由此可知當相位差距大到一定程度時其半影區之變化已不明顯。如圖 5.37 所示是各種情形下之半影區變化。臨床上定義照野大小是以 50% 之劑量強度處為其邊緣，若以此寬度來分析，由圖 5.36 可見只有在同步相位差超過  $1/2$  週期才有明顯增加了約 1cm，其他情形時的增加並不明顯。其中未做同步修正時與原始照野差異不大，原因是反覆的運動使照野內劑量減少而照野外的劑量增加而已，對原來邊緣處之影響有限。在臨床設計治療計劃時，要使腫瘤接受足夠的劑量，就是讓處方劑量曲線能涵蓋腫瘤之大小。假設以 95% 劑量曲線涵蓋 100% 腫瘤體積的標準來看，反映在單一照野上也是 95% 劑量強度的照野區域涵蓋腫瘤之大小，如圖 5.39 所示。

長方形照野剖面劑量分析

(mm)

	左半影區	右半影區	50%寬	95%寬
原始形狀	3.7	3.8	4.1	33.1
驗證片移動	15.3	15.6	4.2	17.6
葉片同步修正後	5.2	5.4	4.2	31.4
葉片移動微幅落後	8.1	7.9	4.2	28.5
葉片移動落後1/4週期	29.5	28.8	5	17
葉片移動落後1/2週期	27.3	26.6	5.3	7.8

表 5.4 長方形照野剖面曲線之分析。

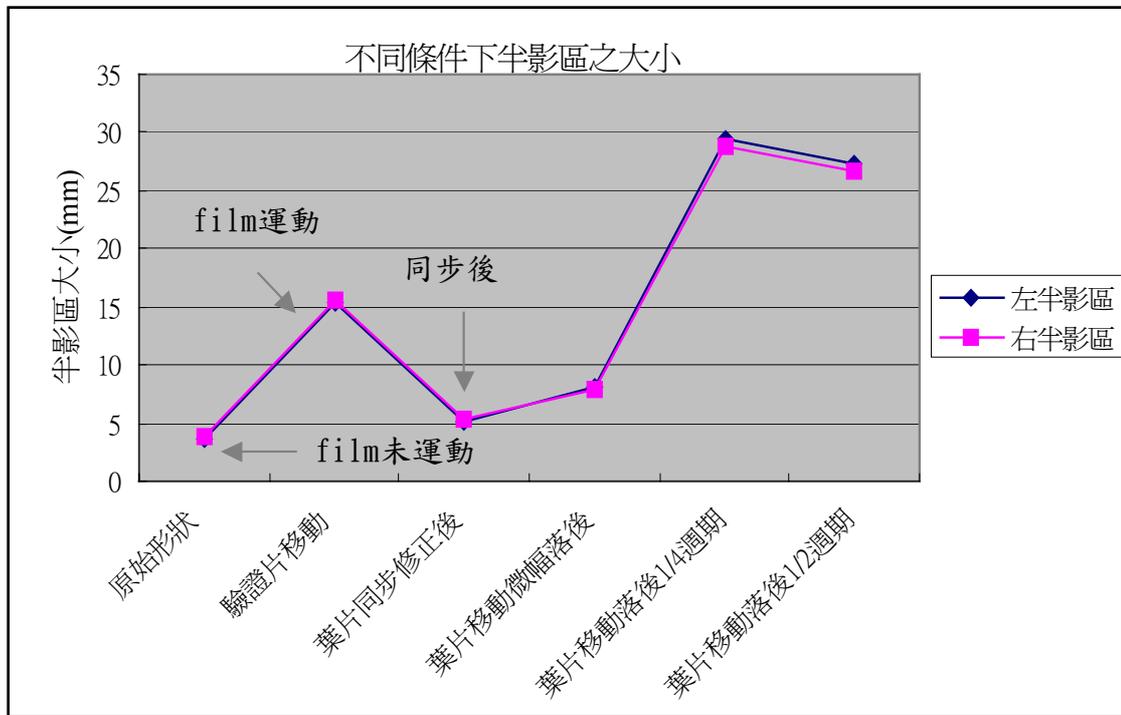


圖 5.37 半影區大小的變化。

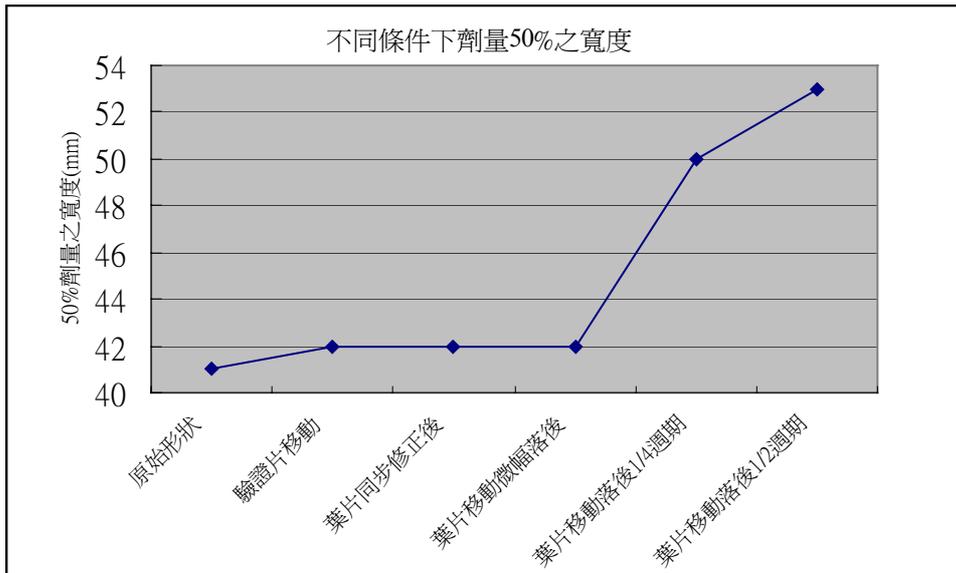


圖5.38 照野中劑量50%之寬度大小的變化。

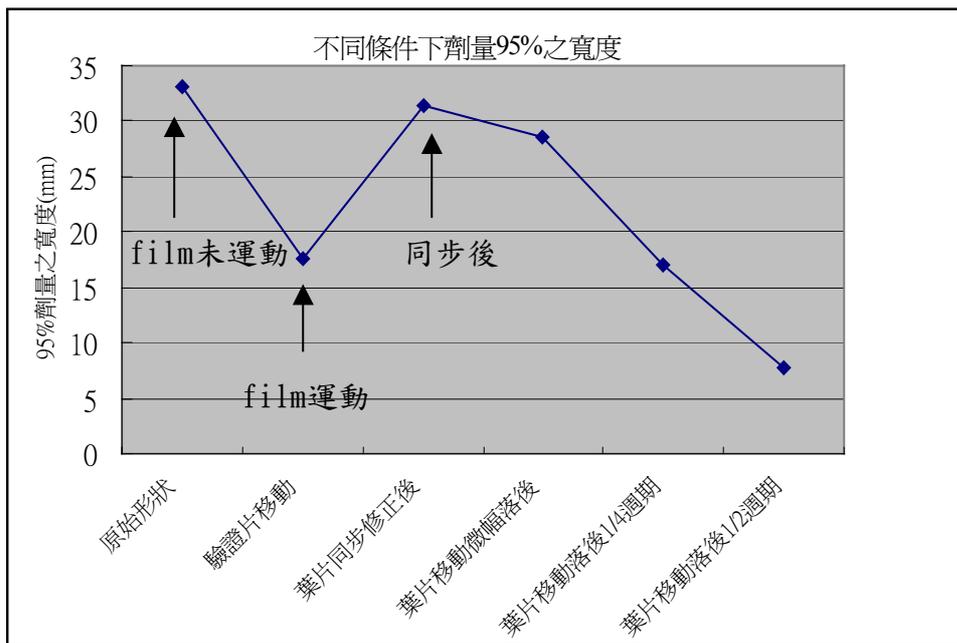


圖 5.39 照野中劑量 95%之寬度大小的變化。

假如原始照野 95%劑量強度的大小(33mm)剛好是腫瘤的大小，當驗證片做往返運動時，95%劑量強度之照野寬度大小縮短為 17.6 mm，結果使得大於 17.6 mm 之腫瘤部分(16.4 mm)接受的劑量將低於 95%之處方劑量，不符治療目的。如果要維持 95%劑量強度的寬度是 33mm，則必須再大幅增加照野的大小。當使用了葉片同步技術後，95%劑量強度之寬度變為 31.4mm，只比無呼吸運動時縮短了約 1.5mm，只需要再微幅增加照野寬度即可讓 95%劑量強度的寬度涵蓋腫瘤之大小。由此可見本研究方法的確可有效降低順形治療時照野之大小。

#### **E · 影響同步的因素**

本研究的方法是以預知的週期、振幅、劑量率(MU/min.)及 MU 值作為參數輸入程式中，據以修改葉片檔案，改變這些參數就會改變葉片檔案內容，任何因素造成這些參數的改變都將使得同步作用失效。

##### **• 呼吸的波形**

週期與振幅這兩個參數與病人有關，用什麼樣的週期比較適合個別病人，必須經過事先的模擬訓練及評估，因為過長或過短的週期都可能使得病人呼吸不穩定，因而降低同步的效果。至於波形的振幅就是病人呼吸時腫瘤位移量的大小，必須透過 X 光透視來量取。由於病

人狀況不一，能否用此技術治療取決於病人經過呼吸導引訓練後能否做出穩定而一致的呼吸，所以病人決定做放射治療後就必須先做呼吸導引測試以決定能否用此技術。在測試過程中，可以從電腦程式中改變運動的週期讓病人跟隨，配合 RPM 的紅外線追蹤系統找出比較適合病人的呼吸波形。

- **體表標誌運動與體內器官運動的差異**

RPM 系統是根據放在病人體表的紅外線反射方塊來取得運動軌跡，所以其所顯示出來的是反射方塊的運動波形並不是腫瘤運動的波形。很明顯的，兩者是在不同的方向運動，其位移量不會一樣，因此在決定修改葉片檔案所要輸入的是由 X 光透視所測量出來的腫瘤的運動振幅而不是 RPM 系統所測量出來的振幅。雖然腫瘤與反射方塊之振幅不同方，但是因為方塊是貼在體表上所以兩者的週期是一致的，所以修改葉片檔案的週期是可以取自跟隨波形或 RPM 系統追出來之週期。

對於體表監測物體的運動與體內標靶的運動已有人做過分析比較，顯示兩者是近似線性關係，也有作者做出來的結果顯示肝臟的移動與體表的標記有相位差存在。所以在臨床上必需個別去分析病人之呼吸型態以得到較精確之同步治療。

- 劑量率與 MU 值

另兩項參數劑量率與 MU 值若改變也會影響到葉片的運動速度。當劑量率固定時，若給予的 MU 值增加則治療時間變長，分配到葉片每個移動區段(segment)的時間也變長，由於寫在葉片檔案中的葉片位置是不會變的，所以會讓葉片移動速度變慢，如此一來就讓葉片跟不上呼吸運動的速度造成兩者無法同步。若照野之 MU 固定不變，當劑量率增加時，由於治療時間縮短雖然每個葉片位置區段分配到的 MU 值不變但是區段的運動時間卻下降了，結果在距離不變的情況下間接增加了葉片的運動速度，導致葉片移動比腫瘤的移動快，無法同步。

本研究使用的方法並不是即時(real time)追蹤並即時改變照野形狀的技術，而是預先設好條件讓加速器的葉片運動及病人的呼吸同時符合這個條件而達到同步的效果，所以任何會改變這些條件的因素都是不被容許的。治療中劑量率及 MU 值被改變是不允許的。

MU 值的設定是在治療計劃確定後就不會改變的所以不是問題，但是劑量率與直線加速器的輸出控制就有不可分離的關係。不同廠牌的機器有不同的操控方式，不同的機器也會有不一樣的穩定度。本研究所用的直線加速器是 VARIAN 2100EX 機型，其在 dose dynamic 模式下運作時，會以所設定的劑量率來輸出，當遇到葉片的運動速度超

過上限時，劑量率會自動降低以使葉片移動速度不會超過限制值。所以檔案修改後必須先載入直線加速器中去測試看看葉片是否會速度超過限制值而使得劑量率降低，或者在程式中先做篩選，選出速率超限之位置，再回治療計劃中修改治療計劃降低該處之劑量梯度以降低葉片之速率。

加速器從 beam on 開始到劑量穩定輸出這段時間，通常劑量率會偏低，所以假如機器的特性不好，使得不穩定的時間太長便會影響到同步的效果而產生相位差。

## F · 二維同步的問題

基本上呼吸是三維的空間運動，但是對於一個射束照野而言只能觀察到二維之移動變化，對於與射束平行方向的移動並不會顯現出來，這個方向的位置變量相對於照野而言是深度的改變，其對劑量之影響若再考慮肺部組織密度的因素則是一個複雜的問題。MLC 葉片的運動是一維運動，本研究中只對葉片在其移動方向做一維的速率修改，只能做一個方向的運動補償，所以只能在一個方向上減少治療安全範圍(譬如頭腳方向)。在不同治療角度照野的視野中，呼吸運動是做二維方向運動，如果要由葉片控制來做二維的補償，不僅要對葉片運動方向做位置修改，還必須對垂直方向(相鄰葉片方向)做計算與

修改。這樣的考慮使演算法變得相當複雜，本來照野外關閉不動的葉片也需做移動，同時準直儀照野也要加大。當腫瘤往垂直方向運動時，葉片要拉開，若腫瘤邊緣截面積相當大時葉片必須在短時間內做大距離的移動，很容易超出葉片的運動速度限制。

另一種做二維運動補償的方法是在每個照野視野中由 X 光透視先找出其運動方向，然後在治療計劃階段針對每個照野將準直儀角度轉動至葉片運動方向與腫瘤運動方向一致，如此即可再用一維的葉片修正做二維的運動補償。這種方法雖然可行但是必須對每個照野做腫瘤移動方向做分析相當耗時。

## G · 影像掃描的問題

此項同步技術針對腫瘤移動來減少外加安全範圍，所以在用影像掃描人體結構時必須盡量取得完整的結構，必須讓病人呼吸靜止時掃描。假如在呼吸導引波形中除了吸氣及吐氣外，再加入一段吐完氣停滯的波形，在掃描中引導病人的呼吸就可以針對停滯的區域做影像掃描，取得完整之人體結構。DIBH 技術中使用深吸後閉氣來掃描影像，但是對於無法維持深吸閉氣的病人就有限制。另一種搭配 gating 技術的影像掃描，雖然可以在區段中來掃描，但是還是會有小幅度的變化。目前新型 CT 具有 multislice 的功能可以在短時間內取得影像，會

減少此問題的困擾。

## H • 同步之機制

要使直線加速器的 beam on 時機與病人的呼吸同步，目前我們的方法是看著電腦上的導引波形，在吐完氣的最低點(波谷)以手動的方式按下 beam on 開關開始同步。但是人為之操控準確性會因人因時而異，可能會有變化，改善的方法是經由導引波形產生之電腦，在波谷處送出一個訊號來啟動直線加速器開始同步治療。這種方法因必須使用到直線加速器之內部控制線路，所以必須與廠商合作處理。

## I • 類似方法的比較

檢視目前發表的文獻，只有 MGH 使用 DMLC 來使治療照野與呼吸同步，他們搭配使用的是使四部 X 光機及時追蹤植入體內之 gold marker，加上聲音做呼吸導引；而我們是使用 RPM 系統即時追蹤病人呼吸軌跡，再輔以圖形呼吸導引及來完成治療。比較起來 MGH 有較好的 gating 系統可以設定同步誤差值來控制 beam on 和 beam off，但是系統及設備相對較複雜。我們使用的呼吸導引方法則有較好之規律呼吸導引效果，是較經濟之方法。

## 5.8 結論

對順形放射治療而言，使用多葉式準直儀與呼吸運動同步的技術可以有效的減少因呼吸運動所增加的半影區，對於 95%劑量的照也寬度經過同步技術修正後也已接近原始無呼吸運動時的寬度。這樣的結果讓我們有信心在病人呼吸是規律的情形下，將傳統技術在呼吸運動中治療所必需外加的安全範圍顯著的縮小，也使得相同劑量下副作用可以減少，或者在正常器官可接受的劑量限制內提高腫瘤劑量提高治療效果。

對強度調控技術而言，MLC 同步的治療技術可以讓因呼吸運動而偏離原來強度分布的情形大幅改善，而接近原來之強度分布。更進一步的劑量分析將有助於臨床使用的信心。

使用圖形的視覺呼吸導引技術可以有效的使病人呼吸規律化，導引的波形可以隨病人情況調整呼吸型態，使病人更舒適，也就讓可適用此技術的病人比例增加。

我們認為此研究中所用的技術也可以和 gating 技術或 DIBH 技術搭配使用，讓臨床治療更具彈性。

此研究到這個階段主要是完成假體的測試，並對整個技術環節做評估，以確認其可行性。雖然在現階段在整個技術層面上仍有一些環節需要改善或克服，譬如二維葉片修正技術的開發、體表標誌與體內器官的相關函數、直線加速器上的訊號控制等，但是整體而言仍是可行的方法。

假體研究部分主要偏重幾何上的差異分析，後續的治療計劃劑量分布研究會幫助我們更進一步了解體內劑量分布的變化。

## 参考文献

1. Michael Goitein, "Calculation of the uncertainty in the dose delivered during radiation therapy.", *Med. Phys.* 12, 608-612 (1985)
2. Bel, M. van Herk, J. V. Lebesque, "Target margins for random geometrical treatment uncertainties in conformal radiotherapy", *Med. Physics* 23, 1537-1545 (1996)
3. John A. Antolak, Isaac I. Rosen, "Planning targetvolumes for radiotherapy: How much margin needed?", *Int. J. Rad. Onco. Bio. Phys.* 44, 1165-1170 (1999)
4. Anthony E. Lujan, Randall K. Ten Haken, "Quantization of setup uncertainties in 3D dose calculations.", *Med. Phys.* 26, 2397-2402 (1999)
5. David M. Lockman, Di Yan, John Wong, "Estimating the dose variation in a volume of interest with explicit consideration of patient geometric variation.", *Med. Phys.* 27, 2100-2108 (2000)
6. Marcel Van Herk, Peter Remeijer, Coen Rash, "The probability of correct target dosage: dose-population histograms for deriving treatment margins in radiotherapy.", *Int. J. Rad. Onco. Bio. Phys.* 47, 1121-1135 (2000)
7. van-Herk,-M; Witte,-M; van-der-Geer,-J; Schneider,-C; Lebesque,-J-V , "Biologic and physical fractionation effects of random geometric errors." *Int-J-Radiat-Oncol-Biol-Phys.* 2003 Dec 1; 57(5): 1460-71.

8. Yan,-D; Lockman,-D , “Organ/patient geometric variation in external beam radiotherapy and its effects.” *Med-Phys.* 2001 Apr; 28(4): 593-602.
9. Booth,-J-T; Zavgorodni,-S-F , “Modelling the dosimetric consequences of organ motion at CT imaging on radiotherapy treatment planning.” *Phys-Med-Biol.* 2001 May; 46(5): 1369-77.
10. .Yorke,-E-D; Wang,-L; Rosenzweig,-K-E; Mah,-D; Paoli,-J-B; Chui,-C-S , “Evaluation of deep inspiration breath-hold lung treatment plans with Monte Carlo dose calculation.” *Int-J-Radiat-Oncol-Biol-Phys.* 2002 Jul 15; 53(4): 1058-70.
11. Barnes,-E-A; Murray,-B-R; Robinson,-D-M; Underwood,-L-J; Hanson,-J; Roa,-W-H , “Dosimetric evaluation of lung tumor immobilization using breath hold at deep inspiration.” *Int-J-Radiat-Oncol-Biol-Phys.* 2001 Jul 15; 50(4): 1091-8.
12. Rosenzweig,-K-E; Hanley,-J; Mah,-D; Mageras,-G; Hunt,-M; Toner,-S; Burman,-C; Ling,-C-C; Mychalczak,-B; Fuks,-Z; Leibel,-S-A , “The deep inspiration breath-hold technique in the treatment of inoperable non-small-cell lung cancer.” *Int-J-Radiat-Oncol-Biol-Phys.* 2000 Aug 1; 48(1): 81-7.
13. Mah,-D; Hanley,-J; Rosenzweig,-K-E; Yorke,-E; Braban,-L; Ling,-C-C; Leibel,-S-A; Mageras,-G , “Technical aspects of the deep inspiration breath-hold technique in the treatment of thoracic cancer.” *Int-J-Radiat-Oncol-Biol-Phys.* 2000 Nov 1; 48(4): 1175-85.
14. Hanley,-J; Debois,-M-M; Mah,-D; Mageras,-G-S; Raben,-A; Rosenzweig,-K; Mychalczak,-B; Schwartz,-L-H; Gloggeler,-P-J; Lutz,-W; Ling,-C-C; Leibel,-S-A; Fuks,-Z; Kutcher,-G-J , “Deep inspiration breath-hold technique for lung tumors: the potential value of target immobilization and reduced lung density in dose escalation.” *Int-J-Radiat-Oncol-Biol-Phys.* 1999 Oct 1; 45(3): 603-11

15. Wagman,-R; Yorke,-E; Ford,-E; Giraud,-P; Mageras,-G; Minsky,-B; Rosenzweig,-K,  
“Respiratory gating for liver tumors: use in dose escalation.” Int-J-Radiat-Oncol-Biol-Phys. 2003  
Mar 1; 55(3): 659-68
16. Kini,-V-R; Vedam,-S-S; Keall,-P-J; Patil,-S; Chen,-C; Mohan,-R, “Patient training in  
respiratory-gated radiotherapy.” Med-Dosim. 2003 Spring; 28(1): 7-11.
17. Hugo,-G-D; Agazaryan,-N; Solberg,-T-D, “The effects of tumor motion on planning and delivery  
of respiratory-gated IMRT.” Med-Phys. 2003 Jun; 30(6): 1052-66.
18. Wagman,-R; Yorke,-E; Ford,-E; Giraud,-P; Mageras,-G; Minsky,-B; Rosenzweig,-K,  
“Respiratory gating for liver tumors: use in dose escalation” Int-J-Radiat-Oncol-Biol-Phys. 2003  
Mar 1; 55(3): 659-68.
19. Kubo,-H-D; Wang,-L , “Introduction of audio gating to further reduce organ motion in breathing  
synchronized radiotherapy.” Med-Phys. 2002 Mar; 29(3): 345-50
20. Hugo,-G-D; Agazaryan,-N; Solberg,-T-D , “An evaluation of gating window size, delivery  
method, and composite field dosimetry of respiratory-gated IMRT.” Med-Phys. 2002 Nov; 29(11):  
2517-25.
21. Vedam,-S-S; Keall,-P-J; Kini,-V-R; Mohan,-R ,” Determining parameters for respiration-gated  
radiotherapy.” Med-Phys. 2001 Oct; 28(10): 2139-46.
22. Minohara,-S; Kanai,-T; Endo,-M; Noda,-K; Kanazawa,-M , “Respiratory gated irradiation system  
for heavy-ion radiotherapy.” Int-J-Radiat-Oncol-Biol-Phys. 2000 Jul 1; 47(4): 1097-103.
23. Kubo,-H-D; Wang,-L , “Compatibility of Varian 2100C gated operations with enhanced dynamic  
wedge and IMRT dose delivery.” Med-Phys. 2000 Aug; 27(8): 1732-8.

24. Ramsey,-C-R; Scaperoth,-D; Arwood,-D; Oliver,-A-L, “Clinical efficacy of respiratory gated conformal radiation therapy.” *Med-Dosim.* 1999 Summer; 24(2): 115-9.
  
25. Shirato,-H; Shimizu,-S; Kunieda,-T; Kitamura,-K; van-Herk,-M; Kagei,-K; Nishioka,-T; Hashimoto,-S; Fujita,-K; Aoyama,-H; Tsuchiya,-K; Kudo,-K; Miyasaka,-K , “Physical aspects of a real-time tumor-tracking system for gated radiotherapy.” *Int-J-Radiat-Oncol-Biol-Phys.* 2000 Nov 1; 48(4): 1187-95
  
26. Wong,-J-W; Sharpe,-M-B; Jaffray,-D-A; Kini,-V-R; Robertson,-J-M; Stromberg,-J-S; Martinez,-A-A , “The use of active breathing control (ABC) to reduce margin for breathing motion.” *Int-J-Radiat-Oncol-Biol-Phys.* 1999 Jul 1; 44(4): 911-9.
  
27. Neicu,-T; Shirato,-H; Seppenwoolde,-Y; Jiang,-S-B, “Synchronize'd moving aperture radiation therapy (SMART): average tumour trajectory for lung patients.” *Phys-Med-Biol.* 2003 Mar 7; 48(5): 587-98.
  
28. Kung,-J-H; Zygmanski,-P; Choi,-N; Chen,-G-T, “A method of calculating a lung clinical target volume DVH for IMRT with intrafractional motion.” *Med-Phys.* 2003 Jun; 30(6): 1103-9.
  
29. Jiang,-S-B; Pope,-C; Al-Jarrah,-K-M; Kung,-J-H; Bortfeld,-T; Chen,-G-T, “An experimental investigation on intra-fractional organ motion effects in lung IMRT treatments.” *Phys-Med-Biol.* 2003 Jun 21; 48(12): 1773-84.
  
30. Bortfeld,-T; Jokivarsi,-K; Goitein,-M; Kung,-J; Jiang,-S-B , “Effects of intra-fraction motion on IMRT dose delivery: statistical analysis and simulation.” *Phys-Med-Biol.* 2002 Jul 7; 47(13): 2203-20.
  
31. Jack-Yang,-C-C; Raben,-A; Carlson,-D , “IMRT: high-definition radiation therapy in a community hospital.” *Med-Dosim.* 2001 Summer; 26(2): 215-26.

32. McCarter,-S-D; Beckham,-W-A , “valuation of the validity of a convolution method for incorporating tumour movement and set-up variations into the radiotherapy treatment planning system.” *Phys-Med-Biol.* 2000 Apr; 45(4): 923-31.
33. Li,-J-G; Xing,-L , “Inverse planning incorporating organ motion.” *Med-Phys.* 2000 Jul; 27(7): 1573-8.
34. Kubo,-H-D; Len,-P-M; Minohara,-S; Mostafavi,-H , “Breathing-synchronized radiotherapy program at the University of California Davis Cancer Center.” *Med-Phys.* 2000 Feb; 27(2): 346-53.
35. Hiroshi Onishi, Kengo Kuriyama , ”The evaluation of patient deep inspiration self-breath-holding: How precisely can patients reproduce the tumor position in the absence of respiratory monitoring device?” *Med-Phys.* 2003 June ; 30(6):1183-1187.
36. Akira Sawada, Kiyoshi Yoda , “A technique for noninvasive respiratory gated radiation treatment system based on a real time 3D ultrasound image correlation: A phantom study” *Med-Phys.* 2004 Feb; 31(2): 245-250

## 附錄

### 修改葉片檔案程式

```
#include <string.h>

#include <stdio.h>

#include <stdlib.h>

#include <math.h>

/*#define SEEK_SET 0*/

#define MAXFIELD 400

#define MAXLEAVES 60

#define ysz 400 //output image size

#define xsz 400 //field size mm

#define A 20. //max. width of mlc right side

#define B -20. //max. width of mlc left side

#define DX 0.1 //increment for scanning leave

#define GRAY 10 //graylevel for simulate dose

#define INCRE .3 //leave increment value mm

#define PROGRESSIVE 3 //# of leave riggle

#define GAP .2 //gap between leave

// modify parameter -----

#define doserate 400. //dose rate mu per min.

#define totmu 200. //total given mu per this field

#define vup 0.739 //breath up motion velocity cm/sec

#define vdown -0.744 //breath down motion velocity cm/sec

#define uptime 3.6 //breath up motion time sec
```

```

#define downtime 3.6      //breath down motion time sec

//-----

char Field_Rev[80], Treatment[80], LastName[80], FirstName[80], PatID[80];

char EmptyLinetmp[80], FieldNotmp[80], Indextmp[80], CarGrouptmp[80];

char Operatortmp[80], Collimatortmp[80],CRC[80];

char Notetmp[80], Shapetmp[80], MAGNIF[80],CarGroup[80],NOTE[80],SHAPE[80];

int No_Field, No_Leaves;

float Tolerance, index[MAXFIELD];

struct LEAVE {
    float AP; //position of leave A

    float BP;

    float AV; // velocity of leave A

    float BV;
}
MLCleave[MAXLEAVES][MAXFIELD],MODIFY[MAXLEAVES][MAXFIELD],MODIFY1[MAXL
EAVES][MAXFIELD]; //MLC[leave_No][Field_No]

FILE *MLCfile,*output,*CUMUOUT,*CUMUOUT2,*output2,*MLC,*modifymlc;

void read_MLC(FILE *, struct LEAVE MLCleave[MAXLEAVES][MAXFIELD]);

void put_MLC(FILE *, struct LEAVE MLCleave[MAXLEAVES][MAXFIELD]);

void graph(struct LEAVE newleave[MAXLEAVES][MAXFIELD]);

void triangle_MLC();

void rectang_mlc(float,float,float,float);

void modify_mlc();

```

```

short MATRIX[ysz][xsz],TEMP[xsz];

unsigned char *fimg;

short *timg;

char inputfile[]="d:\\devc++4\\slid40.mlc";
char outputfile[]="d:\\devc++4\\slidout.mlc";
char modifyfile[]="d:\\devc++4\\modify.mlc";
char segimg[]="d:\\devc++4\\segimg.img";
char sumimg[]="d:\\devc++4\\sumimg.img";
char segimg2[]="d:\\devc++4\\segimg2.img"; // modified image
char sumimg2[]="d:\\devc++4\\sumimg2.img"; // modified sum image

main(void)

{

    int i0,j0,II,i,k,j,bin=0, ptr=0;

    float
APOI,BPOI,TEST,DUMMY,DUMMYA=0.,DUMMYB=0.,C,D,LEA[MAXLEAVES],LEB[MAXLEAVES],CPOI,DPOI;

    float
DIFFA=0.,DIFFB=0.,AVEA,AVEB,DIFFAB[MAXLEAVES],DIFFBA[MAXLEAVES];

    MLCfile=fopen(inputfile,"r");

    MLC=fopen(outputfile,"w");

    modifymlc=fopen(modifyfile,"w");

    output=fopen(segimg,"wb");

    CUMUOUT=fopen(sumimg,"wb");

    output2=fopen(segimg2,"wb");

    CUMUOUT2=fopen(sumimg2,"wb");

```

```

read_MLC (MLCfile,  MLCleave);

/////////////////////////////////////////////////////////////////

//  fimg =( unsigned char *) malloc(xsz*ysz*No_Field);
//  timg =  (short *)malloc(xsz*ysz*2);
//  for(i=0; i<xsz*ysz; i++)timg[i]=0;

//
//  for(i0=0; i0<ysz; i0++) {
//    for(j0=0; j0<xsz; j0++) {
//      MATRIX[i0][j0]=0;
//    }
//  }

/////////////////////////////////////////////////////////////////

//  graph( MLCleave);

//  fseek(CUMUOUT, 0, 0);
//  fwrite(timg, 2, xsz*ysz, CUMUOUT);
//  fseek(output, 0, 0);
//  fwrite(fimg, 1, xsz*ysz*No_Field, output);

//  free(fimg);  free(timg);

/////////////////////////////////////////////////////////////////

//  triangle_MLC ();
//  put_MLC(MLC,  MLCleave);

/////////////////////////////////////////////////////////////////

rectang_mlc (-0.5,5.0,0.5,-5.0);

```

```

    put_MLC(MLC,  MLCleave);

////////////////////////////////////

    modify_mlc ();

    put_MLC(modifymlc,  MLCleave);

////////////////////////////////////

    free(fimg);  free(timg);

    fclose(MLCfile);fclose(MLC);

    fclose(output); fclose(CUMUOUT);

    fclose(output2); fclose(CUMUOUT2);

    //system("PAUSE");

    return 0;
}

void  read_MLC (FILE *mlcfile, struct LEAVE mlcleaf[MAXLEAVES][MAXFIELD])
{

    char temp1[80], temp2[80], temp3[80], temp4[80], ctemp[80];

    float ftmp;

    int i0, j0;

    fseek(mlcfile, 0, SEEK_SET);

    fgets(Field_Rev, 80, mlcfile);    // read one line a time

    fgets(Treatment, 80, mlcfile);

    fgets(LastName, 80, mlcfile);

    fgets(FirstName, 80, mlcfile);

    fgets(PatID, 80, mlcfile);

    //printf(" %s\n %s\n %s\n", LastName, FirstName, PatID);

```

```

fgets( ctemp, 80, mlcfile);

sscanf (ctemp, "%s %s %s %s %d\n", &temp1, &temp2, &temp3, &temp4, &No_Field);

//Number of Fields = 28

// printf(" No of field %d\n", No_Field);

if(No_Field > MAXFIELD) {
    //printf(" No of filed exceed %d\n", MAXFIELD);
    exit(0);
}

fgets( ctemp, 80, mlcfile);

sscanf (ctemp, "%s %s %s %s %d\n", &temp1, &temp2, &temp3, &temp4,
&No_Leaves);

//printf(" No of leaves %d \n", No_Leaves);

No_Leaves = No_Leaves/2;

if(No_Leaves > MAXLEAVES) {
    //printf(" No of leaves exceed %d\n", MAXLEAVES);
    exit(0);
}

fgets( ctemp, 80, mlcfile);

sscanf (ctemp, "%s %s %f\n", &temp1, &temp2, &Tolerance);

for(i0=0; i0<No_Field; i0++) {
    fgets( EmptyLinetmp, 80, mlcfile); // empty line
    fgets( FieldNotmp, 80, mlcfile); // Field No
    fgets( Indextmp, 80, mlcfile); // Index
    sscanf( Indextmp, "%s %s %f\n", &temp1, &temp2, &index[i0]);
    fgets( CarGrouptmp, 80, mlcfile); // Carriage Group
    // sscanf( CarGrouptmp, "%s %s %s %d\n", &temp1, &temp2, &temp3,
&CarGroup[i0]);
}

```

```

fgets( Operatortmp, 80, mlcfile); // Operator

fgets( Collimatortmp, 80, mlcfile); // Collimator

// sscanf( Collimatortmp, "%s %s %f\n", &temp1, &temp2, &Collimator[i0]);

for(j0=0; j0<No_Leaves; j0++) {

    fgets( ctemp, 80, mlcfile); // MLC line

    sscanf( ctemp, "%s %s %s %f\n", &temp1, &temp2, &temp3, &ftmp);

    //Leaf 5A = -5.19

    mlcleaf[j0][i0].AP = ftmp;

}

for(j0=0; j0<No_Leaves; j0++) {

    fgets( ctemp, 80, mlcfile); // MLC line

    sscanf( ctemp, "%s %s %s %f\n", &temp1, &temp2, &temp3, &ftmp);

    //Leaf 5B = 5.19

    mlcleaf[j0][i0].BP = ftmp;

    //**** Position of Leaf B is reversed to have unified coordinate system

}

fgets( NOTE, 80, mlcfile); // Note

// sscanf( Notetmp, "%s %s %d\n", &temp1, &temp2, &NOTE[i0]);

fgets( SHAPE, 80, mlcfile); // Shape

// sscanf( Shapetmp, "%s %s %d\n", &temp1, &temp2, &SHAPE[i0]);

fgets( MAGNIF, 80, mlcfile); // Magnification

// sscanf( Magtmp, "%s %s %f\n", &temp1, &temp2, &MAGNIF[i0]);

}

fgets( EmptyLinetmp, 80, mlcfile); // empty line

fgets( CRC, 80, mlcfile); // Magnification

// printf("read end");

//system("PAUSE");

```

```

        return;
    }

void put_MLC (FILE *mlcfile, struct LEAVE mlcleaf[MAXLEAVES][MAXFIELD])

{
    char temp1[80], temp2[80], temp3[80], temp4[80], ctemp[80];

    float ftmp;

    int i0, j0;

    fseek(mlcfile, 0, SEEK_SET);

    fputs(Field_Rev, mlcfile);           // put one line a time
    fputs(Treatment, mlcfile);
    fputs(LastName, mlcfile);
    fputs(FirstName, mlcfile);
    fputs(PatID, mlcfile);

    fprintf(mlcfile, "Number of Fields = %d\n", No_Field);
    fprintf(mlcfile, "Number of Leaves = %d\n", No_Leaves*2);
    fprintf(mlcfile, "Tolerance = %f\n", Tolerance);

    for(i0=0; i0<No_Field; i0++) {

        fprintf(mlcfile, "\n"); // empty line

        fprintf(mlcfile, "Field = segment_%d\n", i0+1); // Field No

        if (i0==0) fprintf(mlcfile, "Index = %d\n", 0);

        else

            fprintf(mlcfile, "Index = %f\n", index[i0]);

        fputs(CarGrouptmp, mlcfile);
    }
}

```

```

    fputs(Operatortmp, mlcfile);    // Operator

    fputs(Collimatortmp, mlcfile);

    for(j0=0; j0<No_Leaves; j0++) {

        fprintf(mlcfile,"Leaf %2dA = %5.2f\n",j0+1,mlcleaf[j0][i0].AP);

        //printf(" j0= %d A=%f\n", j0,mlcleaf[j0][i0].AP);

    }

    for(j0=0; j0<No_Leaves; j0++) {

        fprintf(mlcfile,"Leaf %2dB = %5.2f\n",j0+1,mlcleaf[j0][i0].BP);

        // printf(" j0= %d B=%f\n", j0,mlcleaf[j0][i0].BP);

    }

    fputs(NOTE, mlcfile); // Note

    fputs(SHAPE, mlcfile); // Shape

    fputs(MAGNIF, mlcfile); // Magnification

}

// system("PAUSE");

fprintf(mlcfile,"\n");

fputs(CRC,mlcfile);

return;

}

void graph(struct LEAVE newleave[MAXLEAVES][MAXFIELD])

{

    int i0,j0,II,i,k,j,bin=0;

```

```

float APOI,BPOI,TEST,DUMMY,C,DIFF;

for(i0=0; i0<No_Field; i0++) {

    for(j0=0; j0<No_Leaves; j0++) {

        for(II=0;II<xsz;II++)TEMP[II]=0;

        APOI=newleave[j0][i0].AP;
        BPOI=newleave[j0][i0].BP;

        TEST= fabs(APOI)-fabs(BPOI);

        if(fabs(TEST) <= 0.1)
        {
            /* printf("test<.1 APoi=%f BPoi=%f\n",APOI,BPOI); */
            DUMMY = -(BPOI);
            C=B;

            for(i=0;i<xsz;i++){
                TEMP[i]=0;
            }

            goto OUT;
        }

        else
        {

```

```
/*printf("test>.1 APoi=%f BPoi=%f\n",APOI,BPOI);*/
```

```
C=B;
```

```
BPOI= (BPOI)* -1;
```

```
if( BPOI < 0.)
```

```
{
```

```
for(i=0;i<xsz;i++){
```

```
    C += DX;
```

```
    if( C > (BPOI) && C < APOI)TEMP[i]=GRAY;
```

```
}
```

```
}
```

```
}
```

OUT:

```
for(k=0;k<10;k++) {          /*每個 LEAF 寬 1CM 分成 10 行每行 1mm */
```

```
for(j=0;j<xsz;j++){        /*每行 40cm 分成 400 個 pixel 形成 400*400 pixel
```

```
    每個 pixel 1mm*1mm */
```

```
    MATRIX[k+j0*10][j]= TEMP[j];
```

```
    }
```

```
    }
```

```
/*          printf("i0=%d          j0=%d          AP=%f  
BP=%f\n",i0,j0,newleave[j0][i0].AP,newleave[j0][i0].BP);
```

```
printf("test=%f\n",TEST);
```

```

system("PAUSE");          */

}      /*此 loop 算一根 leaf 第一維 0-9 為第一根 leaf 390-399 為第 40 跟 leaf */

i=0; /* index*/
if(i0 == 0) DIFF=0;
else
DIFF= (index[i0]-index[i0-1])*1000.;
for(k=0;k<ysz;k++) {      // row of image
for(j=0;j<xsz;j++){      // colum of image
fimg[bin++]= MATRIX[k][j];      // image file of all field
timg[i++] += (MATRIX[k][j]*DIFF); // image sum of all feild
}
}

} /*loop of count field no */

return;
}

void triangle_MLC ()
{
int i0,j0;
float MIDDLE, STEPDIS,BI= -10.0,AF=10.0;
MIDDLE =(AF+BI)/2.0;      // middle line
STEPDIS = (AF-BI)/(No_Field-1); //step distance

```

```

for(i0=0; i0<No_Field; i0++) {           // B-leaf coord. transfer to abs.
    for(j0=0; j0<No_Leaves; j0++){
        MLCleave[j0][i0].BP = -MLCleave[j0][i0].BP;

        // printf("i0=%d j0=%d  BP=%f\n",i0,j0,MLCleave[j0][i0].BP);

    }
}

for(j0=0; j0<No_Leaves; j0++) {         //first field  pos
    MLCleave[j0][0].AP=MIDDLE;

    MLCleave[j0][0].BP=BI;

    //          printf("i0=0          j0=%d          AP=%f
BP=%f\n",j0,MLCleave[j0][0].AP,MLCleave[j0][0].BP);
}

for(j0=0; j0<No_Leaves; j0++) {         //last field  pos
    MLCleave[j0][No_Field-1].AP=AF;

    MLCleave[j0][No_Field-1].BP=MIDDLE;

    //printf("i0=%d          j0=%d          AP=%f
BP=%f\n",No_Field-1,j0,MLCleave[j0][No_Field-1].AP,MLCleave[j0][No_Field-1].BP);
}

for(i0=1; i0<(No_Field-1); i0++) {     //other field

    //printf("i0=          %d          MIDDLE          -
MLCleave[1][i0-1].BP-STEPDIS-GAP=%f\n",i0,MIDDLE - MLCleave[1][i0-1].BP-STEPDIS-GAP);

    if((MIDDLE - MLCleave[1][i0-1].BP-STEPDIS)>= GAP) {           //left side
        for(j0=0; j0<No_Leaves; j0++) {
            MLCleave[j0][i0].AP = MIDDLE;

```

```

        MLCleave[j0][i0].BP = MLCleave[j0][i0-1].BP + STEPDIS;
        //          printf("1:i0=%d          j0=%d          AP=%f
BP=%f\n",i0,j0,MLCleave[j0][i0].AP,MLCleave[j0][i0].BP);

    }

}

else {          //right side
    for(j0=0; j0<No_Leaves; j0++) {
        MLCleave[j0][i0].AP = MLCleave[j0][i0-1].AP + STEPDIS;
        MLCleave[j0][i0].BP = MIDDLE;
        //          printf("i0=%d          j0=%d          AP=%f
BP=%f\n",i0,j0,MLCleave[j0][i0].AP,MLCleave[j0][i0].BP);

    }

}

}

for(i0=0; i0<No_Field; i0++) {          // B-leaf coord. transfer to file
    for(j0=0; j0<No_Leaves; j0++){
        MLCleave[j0][i0].BP = -MLCleave[j0][i0].BP;
    }
}

//printf("TRIANGLE\n");
// system("PAUSE");
return;
}

```

```
void modify_mlc ()
```

```
{
```

```
    int i0,j0;
```

```
    float cyctime, tottime, acutime =0,v[No_Field-1], totshift=0;
```

```
        // cyctime : breathing cycle time sec
```

```
        //tottime : field total time sec
```

```
        // acutime : accumulate time of segment sec
```

```
        // v[] : segment velocity cm/sec
```

```
        // totshift : accumulate distance cm
```

```
    float segtime, segmu; // segtime : per segment interval motion time
```

```
        // segmu : mu per segment interval
```

```
    // doserate = doserate /60. ; // mu/min to mu/sec
```

```
    cyctime = uptime + downtime;
```

```
    tottime = totmu/doserate*60 ; //sec
```

```
    segtime = tottime/(No_Field-1);
```

```
    segmu = totmu/(No_Field-1) ; //mu between segment
```

```
    //printf(" submu=%f totalmu=%f no_field= %d\n",segmu,totmu,No_Field-1);
```

```
    //printf(" cyctime=%f tottime=%f\n",cyctime,tottime);
```

```
    //system("PAUSE");
```

```
    //
```

```
    for(i0=1; i0<No_Field; i0++) { // 求 v[i]
```

```
        acutime = acutime + segtime ;
```

```
        if(acutime < uptime) v[i0] = vup;
```

```
        else if(acutime < cyctime) v[i0] = vdown;
```

```
        else {
```

```
            acutime = acutime - cyctime;
```

```

        v[i0] = vup;
    }

    v[i0] = v[i0]/dose*60; // cm/sec to cm/mu
}

for(i0=0; i0<No_Field; i0++) { // B-leaf coord. transfer to abs.
    for(j0=0; j0<No_Leaves; j0++){
        MLCleave[j0][i0].BP = -MLCleave[j0][i0].BP;
    }
}

for(i0=1; i0<No_Field; i0++) { //modify position
    totshift = totshift + v[i0]*segmu ; // 每個 segment 累積之位移
    for(j0=0; j0<No_Leaves; j0++) {
        MLCleave[j0][i0].AP = MLCleave[j0][i0].AP + totshift;
        MLCleave[j0][i0].BP = MLCleave[j0][i0].BP + totshift;
    }
}

// system("PAUSE");

for(i0=0; i0<No_Field; i0++) { // B-leaf coord. transfer to file
    for(j0=0; j0<No_Leaves; j0++){
        MLCleave[j0][i0].BP = -MLCleave[j0][i0].BP;
    }
}

// printf("modify\n");

```

```

// system("PAUSE");

return;
}

void rectang_mlc(float x1,float y1,float x2,float y2){
    // (x1,y1) : upleft, (x2,y2) : lowright

float lowleaf, upleaf;

int i0,j0;

lowleaf = 20+floor(y2);

upleaf = 21+ ceil(y1);

//printf("x1=%f y1=%f x2=%f y2=%f low=%f up=%f\n",x1,y1,x2,y2,lowleaf,upleaf);

// system("PAUSE");

// B-leaf coord. transfer to abs.

for(i0=0; i0<No_Field; i0++) {
    for(j0=0; j0<No_Leaves; j0++){
        MLCleave[j0][i0].BP = -MLCleave[j0][i0].BP;
    }
}

// leaf position

for(i0=0; i0<No_Field; i0++) { //modify position
    for(j0=0; j0<No_Leaves; j0++) {
        if (j0+1 > lowleaf && j0+1<upleaf){
            MLCleave[j0][i0].AP = x2;
            MLCleave[j0][i0].BP = x1;
        }
        else {

```

```

        MLCleave[j0][i0].AP = 0;
        MLCleave[j0][i0].BP = 0;
    }
}

// B-leaf coord. transfer to file
for(i0=0; i0<No_Field; i0++) {
    for(j0=0; j0<No_Leaves; j0++){
        MLCleave[j0][i0].BP = -MLCleave[j0][i0].BP;
    }
}
printf("modify\n");
system("PAUSE");
return;
}

```

## 作者簡歷

1975 彰化縣萬興國小畢業

1978 彰化縣溪湖國中畢業

1981 台中一中畢業

1985 淡江大學物理系畢業

1988 國泰醫院放射腫瘤科醫學物理師

1997 台中榮總放射腫瘤科放射物理師

2004 東海大學物理研究所畢業